

**VŠB – Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**

**Diplomová práce**

**Ostrava 2020**

**Bc. Martin Závodný**

**VŠB – Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Měření a modelování plošné elektrické aktivity srdce**  
**Measurement and modeling of the surface electrical activity**  
**of the heart**

**Ostrava 2020**

**Bc. Martin Závodný**

## Zadání diplomové práce

Student:

**Bc. Martin Závodný**

Studijní program:

N2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma:

Měření a modelování plošné elektrické aktivity srdce  
Measurement and Modeling of the Surface Electrical Activity  
of the Heart

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

1. Nastudování problematiky snímání a měření elektrické aktivity srdce.
2. Nastudování systému g.tec pro zpracování elektrofyziologických signálů.
3. Rešerše problematiky měření a zpracování plošné elektrické aktivity srdce.
4. Realizace měřicího řetězce pro statické a dynamické měření plošné aktivity srdce.
5. Realizace experimentálních měření plošné srdeční aktivity.
6. Zpracování a modelování plošné srdeční aktivity s ohledem na výskyt významných událostí.
7. Zhodnocení a verifikace dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:


- [1] NAÏT-ALI, Amine. *Advanced biosignal processing*. Berlin: Springer, c2009. ISBN 978-3-540-89506-0.  
[2] IANG, Hualou, Joseph D. BRONZINO a Donald R. PETERSON. *Biosignal processing: principles and practices*. Boca Raton: CRC Press/Taylor & Francis, c2013. ISBN 978-1439871430.  
[3] ACHARYA, Rajendra U. *Advances in cardiac signal processing*. Berlin: Springer, 2007. ISBN 978-3540366751.  
[4] SÖRNMO, Leif a Pablo LAGUNA. *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*. Boston: Elsevier Academic Press, c2005. ISBN 978-0124375529.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2020

  
doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry

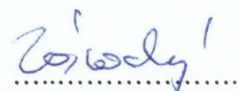


  
prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.  
děkan fakulty

## Prohlášení

„Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.“

V Ostravě 28. 4. 2020

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Z. Bedy', is written over a horizontal dotted line.

podpis autora

## **Poděkování**

Tímto děkuji vedoucímu mé diplomové práce panu prof. Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D. za inspirativní konzultace, věcné připomínky a odbornou pomoc při vedení. Dále chci poděkovat pánům MUDr. Františku Jurkovi a Ing. Tomáši Klinkovskému za konzultace a praktické rady v rámci laboratorních měření. Poslední dík patří pánům Michalu Juchelkovi, Petru Chaloupkovi a Marku Štefkovi za jejich dobrovolnou asistenci při měřeních probíhajících ve školních laboratořích.

## **Abstrakt**

Teoretická část diplomové práce je věnována základům anatomické a fyziologické podstatě srdce, za kterou následuje úvod do konvekční elektrokardiografie. Klíčem pro validního vyhodnocení plošného elektrokardiografického signálu je seznámení se s jeho parametry, možnými druhy rušení a analýzou jak ve spektrální, tak časové oblasti. Následuje úvod do problematiky plošného mapování elektrokardiografických potenciálů z povrchu těla. To zahrnuje informace týkající se zpracování plošného elektrokardiografického signálu, popisu již použitých elektrodových systémů a interpretací potenciálových map. V praktické části je navržen plošný svodový systém pro snímání elektrokardiografických potenciálů po obvodu trupu s celkovým počtem 48 elektrod v oblasti hrudníku i zad. Následně bylo navrženo grafické prostředí pro prezentaci a hodnocení získaného signálu. Výsledkem je vizualizace plošné elektrické srdeční aktivity s ohledem na výskyt významných srdečních událostí. Grafický výstup je znázorněn formou 2D a 3D modelu.

## **Klíčová slova**

Mapování povrchových potenciálů, Srdce, EKG, BSPM, MATLAB

## **Abstract**

The theoretical part of the diploma thesis is the basic anatomical and physiological effect of the heart, followed by an introduction to convection electrocardiography. The key to a valid evaluation of the area electrocardiographic signal is to get acquainted with its parameters, possible types of interference and evaluation as in the spectral, with respect to the area. Direct introduction to the issue of surface mapping of electrocardiographic possibilities from the body surface. This includes information regarding area electrocardiographic signal processing, a description of the electrode systems already mentioned, and the interpretation of potential maps. In the practical part, a multi lead system was designed for sensing surface electrocardiographic potentials around the circumference of the torso with a total of 48 electrodes in the chest and back. Subsequently, a graphical environment was recommended for the presentation and evaluation of the obtained signal. The result is a visualization of surface electrical cardiac activities with respect to the occurrence of cardiac events. Graphic output is shown in the form of 2D and 3D model.

## **Key words**

Surface potential mapping, Heart, ECG, BSPM, MATLAB

# Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratk .....	9
Seznam obrázků .....	10
Úvod.....	13
1. Srdce.....	14
1.1 Stavba srdeční stěny .....	14
1.2 Tok krve srdcem.....	14
1.3 Krevní zásobení myokardu.....	15
1.4 Akční potenciál buňky pracovního myokardu .....	15
1.5 Převodní systém srdeční.....	16
2. Konvenční elektrokardiografie.....	18
2.1 Svodové systémy.....	18
2.1.1 Bipolární končetinové svody.....	18
2.1.2 Unipolární končetinové svody.....	19
2.1.3 Unipolární hrudní svody.....	20
2.1.4 Další svodové systémy .....	20
2.2 Elektrokardiogram.....	21
2.2.1 Analýza kmitů, vln a segmentů .....	22
2.2.2 Spektrální analýza .....	23
2.2.3 Rušení.....	24
3. Plošná elektrokardiografie.....	26
3.1 Elektroodové systémy .....	27
3.2 Záznam a odhad potenciálových map .....	28
3.2.1 Interpolace.....	28
3.3 Analýza informací získaných z BSPM.....	29
4. Rešerše – měření a zpracování BSPM .....	30
4.1 Východiska rešerše.....	30
4.2 Výsledky rešerše .....	37
5. Realizace měřicího řetězce.....	38
5.1 Zesilovač biologických signálů g.USBamp .....	38
5.2 Zapojení biozesilovače .....	39
5.2.1 Synchronizace biozesilovačů pro plošné snímání .....	39

5.3	Konfigurace biozesilovače .....	40
5.3.1	Kalibrace .....	40
6.	Experimentální měření srdeční aktivity .....	41
6.1	Rozložení elektrod.....	41
7.	Předzpracování signálu .....	43
7.1	Filtrace signálu .....	43
7.1.1	Volba dolní mezní frekvence pásmové propusti filtru biozesilovače.....	43
7.1.2	Volba horní mezní frekvence pásmové propusti filtru biozesilovače .....	45
7.1.3	Vyhlazení oscilací .....	47
7.2	Korekce izoelektrické linie.....	48
8.	Modelování plošné srdeční aktivity .....	55
8.1	2D model.....	55
8.1.1	Potenciálová mapa.....	56
8.1.2	Interpolace.....	57
8.1.3	Metody interpolace.....	58
8.1.4	Faktor zjemnění.....	58
8.1.5	Orientace v potenciálové mapě .....	59
8.2	3D model.....	60
8.3	Grafické uživatelské rozhraní GUI.....	61
8.3.1	Orientace grafickém prostředí .....	62
9.	Výsledný záznam potenciálových map .....	66
9.1	Znázornění významných srdečních událostí .....	66
9.1.1	Depolarizace síní .....	66
9.1.2	PQ segment .....	67
9.1.3	Depolarizace komor .....	68
9.1.4	Repolarizace komor.....	70
9.2	Zhodnocení.....	71
	Závěr .....	72
	Použitá literatura .....	73
	Přílohy .....	75



## Seznam použitých symbolů a zkratek

AHA	American Heart Association
BSPM	Body Surface Potential Mapping (mapování el. potenciálů z povrchu těla)
DP	Dolní propust
EKG	Elektrokardiografie
HP	Horní propust
PP	Pásmová propust
PZ	Pásmová zádrž
RF	Refinement factor (faktor zjemnění, odpovídá řádu interpolace)
WPW	Wolffův-Parkinsonův-Whiteův syndrom

## Seznam obrázků

Obr. 1 – Uložení srdce v hrudníku [4].....	14
Obr. 2 – Průběh akčního potenciálu kardiomyocytu pracovního myokardu [15] .....	15
Obr. 3 – Převodní systém srdeční a rychlost šíření depolarizace [3] .....	17
Obr. 4 – Průběh akčního potenciálu v SA uzlu [15].....	17
Obr. 5 – Einthovenovy bipolární končetinové svody (trojúhelník)[15] .....	18
Obr. 6 – Napěťový zisk jednotlivých způsobů zapojení (zleva bipolární, unipolární vůči centrální svorce, Goldbergerovy) [7] .....	19
Obr. 7 – Umístění hrudních elektrod dle Wilsona [15] .....	20
Obr. 8 – Pravostranné hrudní svody (vlevo), zadní svody (vpravo) [2] .....	20
Obr. 9 – Popsaná idealizovaná EKG křivka [1] .....	21
Obr. 10 – Fyziologická morfologie vlny P[16] .....	22
Obr. 11 – Normální projev kmitu R v hrudních svodech .....	22
Obr. 12 – Frekvenční spektrum jednoho srdečního cyklu [8] .....	23
Obr. 13 – Frekvenční spektrum dlouhodobého záznamu EKG [8] .....	24
Obr. 14 – Záznam nerušeného EKG signálu (svod V2 horní, svod V5 spodní) [12] .....	24
Obr. 15 – Nízkofrekvenční rušení vlivem pohybových artefaktů (horní), vlivem dýchání (spodní) [12] .....	25
Obr. 16 – Rušení myopotenciály s rychlostí posunu papíru 10 mm/s (horní), 50 mm/s (spodní) [12] .....	25
Obr. 17 – Síťové rušení [12].....	25
Obr. 18 – Distribuce potenciálů na vrcholu R-kmitu. Přední pohled na torso (vlevo), zadní (vpravo) [10] .....	26
Obr. 19 – Princip řešení inverzního problému [10] .....	26
Obr. 20 – 126 svodů dle Kornreicha [11].....	27
Obr. 21 – Chronologické znázornění průběhu QRS komplexu (izopotenciální) [11].....	28
Obr. 22 – Systém ProCardio 8.....	30
Obr. 23 – Osm samolepících pruhů na pacientovi (vlevo), elektrodový pás před a po připojení (vpravo) .....	31
Obr. 24 – Zachycení extrasystoly vlevo a odpovídající integrální potenciálová mapa QRS komplexu .....	31
Obr. 25 – Rozložení 120 elektrod dle BioSemi.....	32
Obr. 26 – Záznam jednotlivých variant filtrací, popsanych níže v textu.....	33
Obr. 27 – Analýza signálu a detekce významných parametrů .....	34

Obr. 28 – Znázornění okamžikové potenciálové mapy .....	35
Obr. 29 – Integrálová mapa QRS komplexu .....	35
Obr. 30 – Znázornění izochronní mapy.....	36
Obr. 31 – Znázornění rozdílové mapy.....	36
Obr. 32 – Biozesilovač g.USBamp.....	38
Obr. 33 – Blokové schéma biozesilovače g.USBamp [14] .....	38
Obr. 34 – Blokové schéma zapojení biozesilovače .....	39
Obr. 35 – Unbuffer blok [17] .....	39
Obr. 36 – Konfigurační okno biozesilovače.....	40
Obr. 37 – Blokové schéma pro měření impedance.....	40
Obr. 38 – Rozmístění elektrod použité při laboratorních měřeních (24x2).....	41
Obr. 39 – Doba ustálení signálu po spuštění snímání v závislosti na mezní frekvenci pásmové propusti biozesilovače (vlevo celý záznam, vpravo počáteční část záznamu pro znázornění kolísání). .....	44
Obr. 40 – Srovnání doby přechodového děje při mechanickém narušení polarizačního napětí libovolného svodu. ....	44
Obr. 41 – Znázornění kolísání izolinie při změně dolní mezní frekvence (0,01-0,1-0,5-2 Hz, červeně izoelektrická linie).....	45
Obr. 42 – Znehodnocení snímaného EKG signálu při dolní mezní frekvenci 0,5 Hz a 2 Hz.....	45
Obr. 43 – Průběh svodu V2 v čase včetně amplitudového spektra (aktivní pouze digitální horní propust biozesilovače 0,1 Hz) .....	46
Obr. 44 – Vliv horní mezní frekvence digitální filtrace biozesilovače na průběh signálu v čase (aktivní digitální pásmová propust i notch filtr, svod V2).....	46
Obr. 45 – Amplitudová spektra svodu V2 s aktivním filtrem síťového rušení (50 Hz) a pásmové propusti s dolní mezní frekvencí 0,1 Hz a horní mezní frekvencí 60 a 100 Hz nahoře (dole pouze zoom pro znázornění 100 Hz rušení).....	47
Obr. 46 – Signál před aplikací digitální filtrace (nahore vlevo), po aplikaci FIR filtru (nahore vpravo), přiblížení do oblasti zájmu původního a filtrovaného signálu (vlevo dole), jejich amplitudová spektra jsou znázorněna vpravo dole. ....	48
Obr. 47 – Snižování středního posunu driftu. Původní signál nahore včetně mediánu hodnoty daného úseku, dole znázorněn výsledný signál po odečtení mediánu. ....	48
Obr. 48 – Korekce kolísání izolinie. Nahore vstupní signál, uprostřed výsledná hodnota BIC dle řádu polynomu.....	49
Obr. 49 – Algoritmus použitý při detekci R-R intervalů.....	50
Obr. 50 – Jednotlivé kroky chronologicky od shora dolů při detekci R-R intervalů.....	51
Obr. 51 – Odečtení úsekových mediánů v rámci detekovaných R-R intervalů.....	52
Obr. 52 – Aplikace výše popsaných kroků na vstupní signál (všech 48 svodů). ....	53

Obr. 53 – Výsledné hodnoty SNR jednotlivých svodů (dle Obr. 55).....	54
Obr. 54 – Presentace svou dvou předních a zadních svodů dle extrémních hodnot SNR.....	54
Obr. 55 – Číselné označení jednotlivých svodů pro možnou orientaci .....	55
Obr. 56 – Rozlišení mezi pravidelně (grid) a nepravidelně rozptýlenými (scatter) daty [24].....	55
Obr. 57 – Multidimenzionální matice .....	56
Obr. 58 – Presentace funkcí imagesc nahoře vlevo, contour nahoře vpravo a jejich kombinace znázorněná dole.....	56
Obr. 59 – Barevné palety.....	57
Obr. 60 – Srovnání navržené a defaultní palety (mapy v řádku mají stejné hodnoty potenciálů).....	57
Obr. 61 – Faktor zjemnění (řád interpolace) .....	58
Obr. 62 – Vizualizace lineárně interpolovaných potenciálových map při změně faktoru zjemnění ....	58
Obr. 63 – Elektrodová potenciálová mapa zobrazena nahoře. Potenciálová mapa po provedení lineární interpolace 4. řádu zobrazena dole (černé body přísluší pozicím elektrod na přední straně trupu, červené na zadní straně) dle schématu Obr. 55.....	59
Obr. 64 – Jednotkový dvacetihřanný válec .....	60
Obr. 65 – Znázornění změny obvodu válce.....	60
Obr. 66 – Potenciálová mapa na modelu trupu vyšetřované osoby.....	61
Obr. 67 – Výchozí stav grafického okna po zapnutí aplikace .....	62
Obr. 68 – Záložka CHEST pro vizualizaci 2D EKG svodů z předního trupu pacienta (analogie se záložkou BACK) .....	63
Obr. 69 – Záložka BSPM pro mapování okamžikových potenciálových map (vstupní signál v čase, 2D a 3D mapa) .....	63
Obr. 70 – Záložka BSPM-integral pro hodnocení potenciálových integrálních map (vstupní signál v čase, 2D a 3D mapa).....	64
Obr. 71 – Záložka QT interval pro vyhodnocení QT intervalu jednotlivých svodů.....	65
Obr. 72 – Průběh EKG signálu všech 48 svodů v čase (jedna perioda, dobrovolník č.2).....	66
Obr. 73 – Depolarizace síní. Svislé červené čáry v EKG záznamu odpovídají časovým okamžikům vykreslených map (dobrovolník2).....	67
Obr. 74 – PQ segment (dobrovolník2) .....	68
Obr. 75 – Průběh plošného EKG v čase a časové okamžiky pro vykreslení potenciálových map reprezentující QRS komplex .....	68
Obr. 76 – Vývoj potenciálové mapy QRS komplexu dle časových okamžiků z Obr. 75 (dobrovolník2) .....	69
Obr. 77 – Repolarizace komor (dobrovolník2) .....	70

# Úvod

Plošné mapování elektrických potenciálů z povrchu těla (BSPM) v rámci srce je metoda, využívající základů elektrokardiografie. Zásadním rozdílem mezi 12 svodovým EKG a BSPM je několikanásobně vyšší množství použitých elektrod. Hlavním nedostatkem při diagnostice 12 svodovým EKG je skutečnost, že prekordiální oblast pokrývá pouze šest hrudních svodů.

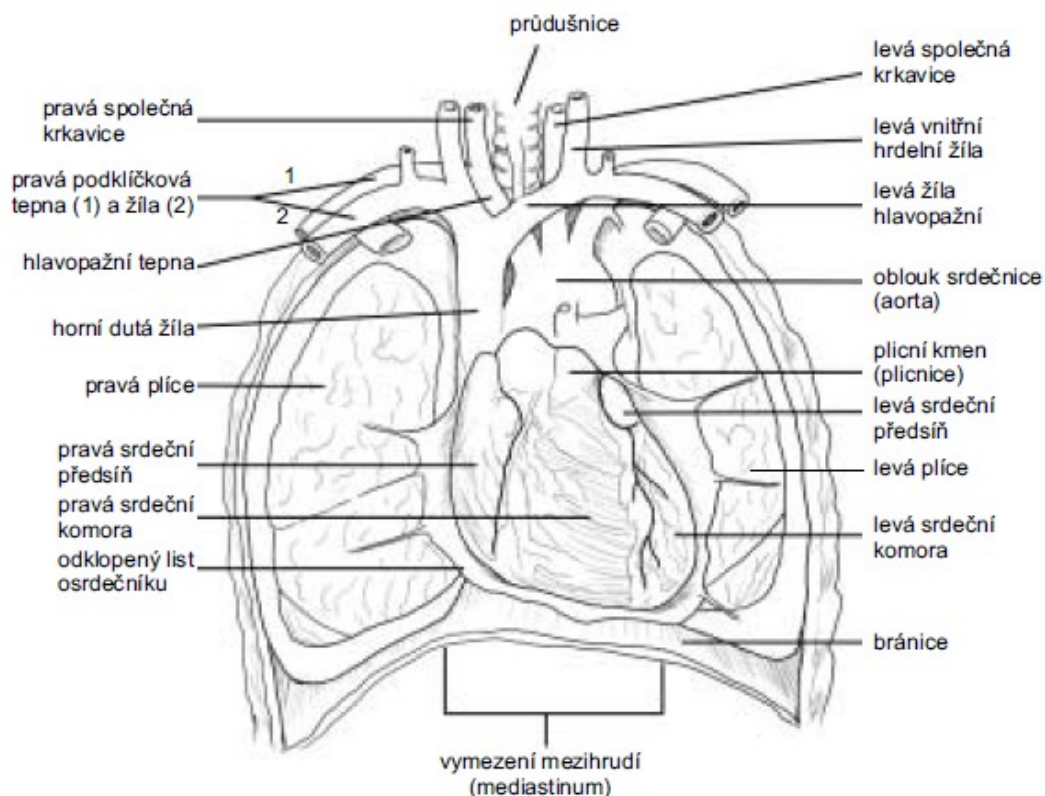
BSPM bylo vyvinuto ze dvou důvodů. Prvním důvodem je možnost studie podrobného šíření elektrických potenciálů na povrchu hrudníku, což umožnilo vyvinout metody pro interpretaci potenciálních map. Druhým důvodem podrobného mapování je matematický analýza dostupných informací šíření elektrických potenciálů na povrchu těla a řešení tzv. inverzního problému, který popisuje šíření elektrických potenciálů přímo na srdci.

Diplomová práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část, dohromady obsahující devět kapitol. První kapitola teoretické části popisuje anatomickou strukturu a fyziologickou funkci srdce. Druhá kapitola je věnována elektrokardiografii, tj. popisu konvenčních svodových systémů a rozboru elektrokardiogramu, jeho spektrální analýze a rušení. Třetí kapitola je úvodní vzhled do plošného mapování elektrokardiografických potenciálů z povrchu těla. Zahrnuje použité svodové systémy, potenciálové mapy a způsoby jejich hodnocení. Čtvrtá kapitola zahrnuje rešerši na téma multikanálového EKG. Cílem rešerše je seznámit se s problematikou praktického měření plošné aktivity srdce konkrétních systémů včetně zpracování a interpretace změřených dat. Poslední kapitola teoretické části popisuje parametry biozesilovače g.USBamp, který byl použit při měření.

V praktické části je popsána realizace měřicího řetězce včetně konfigurace biozesilovače. Následuje popis experimentálních měření a použitého typu systému rozložení elektrod. V následující části je popsána analýza signálu, ve které je zahrnuta práce v prostředí MATLAB. Cílem práce je modelování plošné elektrické aktivity srdce s ohledem na výskyt významných událostí a následné vyhodnocení dosažených výsledků.

# 1. Srdce

Srdce je kuželovitý dutý orgán, který leží na bránici v mezihrudí ohraničený hrudní kostí a páteří. Z větší části leží vlevo od střední čáry, užší hrot směřuje vlevo, širší báze naopak vpravo. Srdce je rozdělené přepážkou na dvě poloviny (levé srdce, pravé srdce) z nichž každá se dělí na předsíň, přepážku a komoru. V pravé přepážce mezi síní a komorou je ukotvena trojcípá chlopeň, na levé straně je ukotvena chlopeň dvojcípá. Cípaté chlopně zabraňují zpětnému toku krve z komor zpět do síní během systoly. Mezi pravou komorou a plicním kmenem a levou komorou a srdečnicí se nachází chlopně poloměsíčné, které zabraňují zpětnému toku krve během diastoly. [4]



Obr. 1 – Uložení srdce v hrudníku [4]

## 1.1 Stavba srdeční stěny

Srdce tvoří tři vrstvy. Vnitřní vrstvu (endokard) tvoří výstelka, která pokrývá stěny srdečních dutin a tvoří srdeční chlopně. Střední vrstva (myokard) je nejmohutnější část srdeční stěny, která je tvořena speciálním typem příčně pruhované svaloviny zajišťující synchronní stahy srdce. Komory mají mohutnější vrstvu svaloviny než síně, nejsilnější vrstvu má levá komora, kde je tlak srdce nejvyšší a dochází k vypuzení krve do velkého krevního oběhu. Zevní vrstvu tvoří tenký vazivový přísrdečník (epikard), přechází v pevný vazivový osrdečník (perikard), který slouží jako ochranný obal srdce. Mezi perikardem a epikardem je přibližně 50 ml viscerální tekutiny, která omezuje jejich vzájemné tření. [4]

## 1.2 Tok krve srdcem

Okysličenou krev jednotlivým orgánům dodává velký krevní oběh. Ten začíná v levé srdeční komoře, odkud je krev vypuzována do srdečnice (aorty). Z aorty jsou jednotlivými větvemi zásobovány

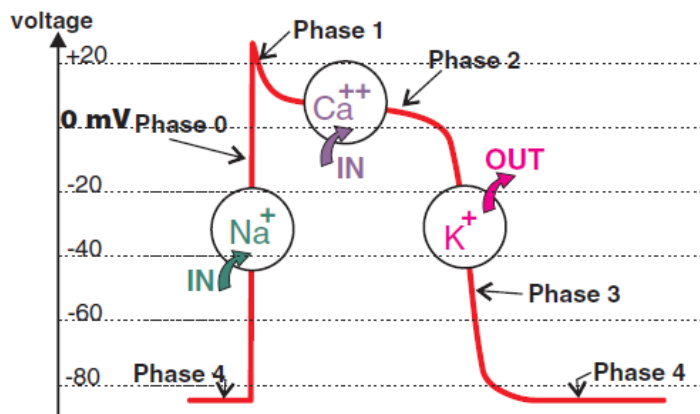
paralelně zapojené orgány lidského těla (včetně plicní tkáně skrze drobné větévky). Po okysličení je krev svedena horní a dolní dutou žílou do pravé srdeční síně, odkud je krev přečerpána do pravé komory. V pravé komoře začíná malý (plicní) krevní oběh, odtud je krev vypuzena plicnicí do plic, kde je okysličená a vrácena čtyřmi plicními žilami, které ústí do levé síně. [4]

### 1.3 Krevní zásobení myokardu

Srdeční svalovinu zásobují věnčité (koronární) tepny, které odstupují z aorty na jejím samém začátku. Ty se dělí na levou a pravou věnčitou tepnu, které se větví až v bohatou síť kapilár zásobující buňky myokardu okysličenou krví. Při ochabnutí myokardy dochází k snadnějšímu prokrvení srdce, při jeho stahu dochází ke snížení průtoku. Věnčité tepny dodají v klidu přibližně 250 ml/min okysličené krve, při maximální fyzické a psychické zátěži přibližně 1250 ml/min. Odkysličená krev je odváděna specifickým systémem žil, z nichž hlavní je věnčitý splav, do kterého ústí velké, střední a malé žíly srdeční. Věnčitý splav odvádí téměř všechnu odkysličenou krev z myokardu do pravé síně. Některé srdeční žíly ústí do pravé síně přímo. [4]

### 1.4 Akční potenciál buňky pracovního myokardu

Buňky myokardu (kardiomyocyty) tvoří typ příčně pružované svaloviny. Všechny kardiomyocyty mají schopnost tvorby vzruchu tzv. srdeční automacie. Dle stavby a funkce je možné je dělit na pracovní a převodní. Kontrakce pracovního myokardu je podobná kontrakci příčně pružované svaloviny, akorát je obohacena o fázi plató. Pracovní myokard se rytmicky stahuje nezávisle na naší vůli, tato schopnost se nazývá srdeční automacie. Klidový membránový potenciál buněk pracovního myokardu dosahuje hodnoty okolo -90 mV.



Obr. 2 – Průběh akčního potenciálu kardiomyocytu pracovního myokardu [15]

Polarizace membrány buněk pracovního myokardu a rozložení iontů lze popsat třemi fázemi:

1. rychlá depolarizace,
2. plató
3. pomalá repolarizace
4. fáze klidu

První fází je rychlá depolarizace, která je způsobena otevřením napětím ovládaných kanálů pro  $\text{Na}^+$ , následkem čehož proudí sodíkové kationty do buňky vlivem jejich nízké koncentrace uvnitř buňky a zápornému intracelulárnímu prostoru. Dochází ke snížení napěťového rozdílu intracelulárního a extracelulárního prostoru, což se jeví jako rychlá depolarizace (konkrétně transpolarizace). Propustnost

pro  $\text{Na}^+$  prudce klesá, dochází k zavření sodíkových kanálů a za podpory toku draslíkových kationtů  $\text{K}^+$  ven z buňky dochází k poklesu membránového napětí zpět k nule. Následuje fáze plató, která se jeví jako přetrvávající depolarizace po předchozí krátké depolarizaci. Fáze plató je způsobena otevřením pomalejších kanálů pro tok vápníkových kationtů  $\text{Ca}^{++}$  do intracelulárního prostoru buňky a výtok kationtů  $\text{K}^+$ . Následuje pomalá repolarizace, která je způsobena ustáváním toku  $\text{Ca}^{++}$  do intracelulárního prostoru buňky a únikem  $\text{K}^+$  z buňky. Dochází k obnovení klidového membránového potenciálu, pozitivní potenciál extracelulárního prostoru a negativní potenciál v intracelulárním prostoru. Analogicky dochází k obnově původního rozložení iontů, což je způsobeno činností  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ , ATPázy.

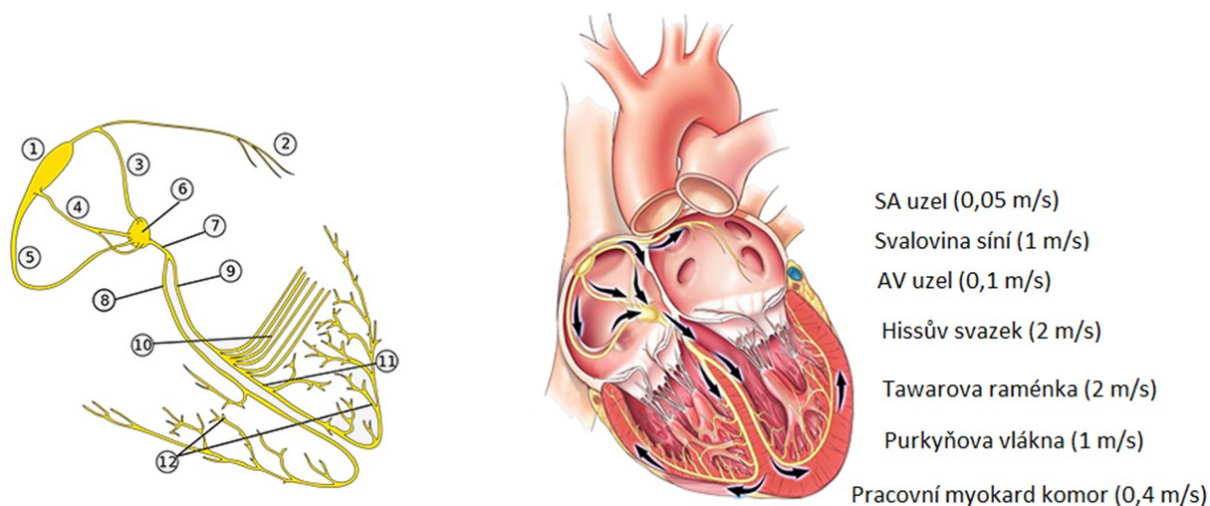
Délka trvání akčního potenciálu buněk pracovního myokardu trvá přibližně 250 ms. Během prvních tří fází akčního potenciálu je srdeční buňka absolutně refrakterní (přibližně 200 ms). Ve čtvrté fázi se stává relativně refrakterní (přibližně posledních 50 ms akčního potenciálu). Plné dráždivosti dosahuje buňka až po obnovení klidových poměrů na membráně. [1][4]

## 1.5 Převodní systém srdeční

V převodním systému srdce se uplatňují převodní buňky srdeční, které se liší od pracovních buněk stavbou i funkcí. Tkáň převodního systému obsahuje více cytoplazmy s vysokým obsahem glykoproteinu a menší množství myofibril. Oproti pracovnímu myokardu se buňky převodního systému jen slabě stahují, což je dáno nižším počtem kontraktilních vláken (myofibril). Hlavní funkce převodních buněk za fyziologických podmínek je spontánní depolarizace během diastoly a spuštění akčního potenciálu po dosažení prahové hodnoty. Za nefyziologických podmínek se mohou prosadit i buňky pracovního myokardu, protože podnět, který vznikne kdekoli v síních nebo komorách vyvolá kontrakci síní i komor – uplatňuje se zákon „vše nebo nic“.

Primárním centrem srdeční automacie je sinusový uzel (SA uzel), protože za fyziologických podmínek vzniká podnět pro podráždění právě v něm. SA uzel leží při ústí horní duté žíly do pravé síně. Za klidových podmínek vybavuje vzruch přibližně 60-100 za minutu, což udává srdeční frekvenci. Vznik vzruchu odpovídá spontánní depolarizaci buněk v SA uzlu. Depolarizace se šíří síňovými drahami od SA uzlu k síňokomorovému uzlu (AV uzel), kde dochází ke zpomalení elektrického proudu tekoucího ze síní. Důvodem je čas potřebný k naplnění komor krví při systole síní. AV uzel má schopnost zastoupit a vnutit srdci svůj rytmus při fyziologickém selhání SA uzlu, proto je označován jako sekundární centrum srdeční automacie. AV uzel při patologických podmínkách SA uzlu dokáže vybavit vzruch přibližně 50krát za minutu. Vzruch se z AV uzlu šíří dál Hisovým svazkem na levé a pravé Tovarovo raménko, které se větví systémem Purkyňových vláken. Purkyňova vlákna předávají vzruch buňkám pracovního myokardu pod endokardem komor, depolarizují je a dochází k podráždění celého myokardu komor. [4][5]

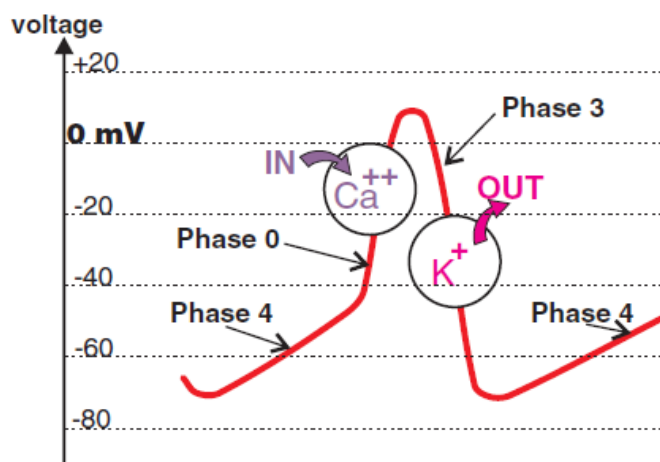




Obr. 3 – Převodní systém srdeční a rychlost šíření depolarizace [3]

**Popis obrázku:** 1 – Sinoatriální uzel, 2 – Bachmanova dráha, 3, 4, 5 – Internodální dráhy, 6 – Atrioventrikulární uzel, 7 – Hisův svazek, 8 – Pravé Tawarovo raménko, 9 – Levé Tawarovo raménko, 10 – Levý zadní fascikulus, 11 – Levý přední fascikulus, 12 – Purkyňova vlákna

Průběh akčního potenciálu SA uzlu (a AV) je odlišný od průběhu akčního potenciálu pracovního kardiomyocytu. Vápníkové ionty  $\text{Ca}^{++}$  vstupují do buňky pomalými kanály, dochází k poklesu jejich klidového membránového napětí (-65 mV). Převodní kardiomyocyty se postupně depolarizují, dokud nedosáhnou -40 mV, což je hodnota jejich prahového potenciálu. Při překonání jejich prahové hodnoty dochází k otevření rychlých napěťově řízených vápníkových kanálů, čímž dojde k rychlé fázi depolarizace. Následuje fáze repolarizace, při které se uplatňují draselné kanály. Skrze ně proudí ven z intracelulárního prostoru kationty draslíku  $\text{K}^+$ . Hodnota membránového napětí se stává zápornější a dochází k návratu na původní hodnotu klidového membránového napětí. [5]



Obr. 4 – Průběh akčního potenciálu v SA uzlu [15]

## 2. Konvenční elektrokardiografie

Elektrokardiografie je základní diagnostickou metodou užívanou v kardiologii. Její podstatou je snímání elektrické aktivity srdce a následné vykreslení grafického záznamu – elektrokardiogramu. Elektrokardiogram má významnou diagnostickou hodnotu pro řadu kardiálních onemocnění, nejčastěji poruchy srdečního rytmu (arytmie) a ischemické změny myokardu. Z kardiogramu lze odhalit i onemocnění extrakardiální např. poruchu činnosti štítné žlázy nebo kontrolovat účinnost kardiomedikament. Záznam elektrické aktivity srdce se v klinické praxi provádí většinou neinvazivně, kde pomocí elektrod umístěných na těle pacienta měříme časové změny elektrických potenciálů způsobené aktivitou myokardu. [1][2]

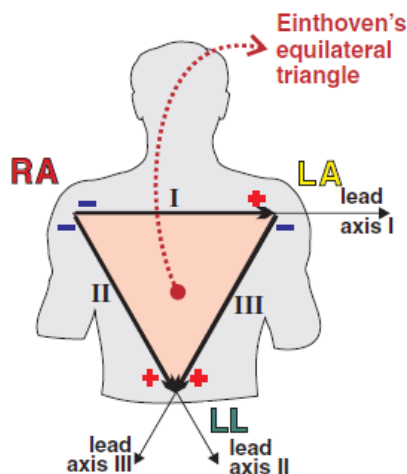
### 2.1 Svodové systémy

Vlivem postupného šíření depolarizace z SA uzlu převodním systémem až k buňkám pracovního myokardu dochází k napěťovým rozdílům v jednotlivých oddílech srdce (současně depolarizované, repolarizující a repolarizované oddíly). Z elektrického hlediska se jedná o dipól, který je zdrojem elektrických proudů různé intenzity a směru. Vodivé prostředí tělních tkání (primárně obsah vody a solí) zajišťuje šíření těchto proudů k povrchu těla, ze kterého jsme schopni je neinvazivně snímat. [4]

V klinické praxi se pro neinvazivní snímání používá standardní 12 svodový systém, který odpovídá 12 různým pohledům na srdce. Při něm dochází ke zpracování a vyhodnocení signálů ze čtyř končetinových a šesti hrudních elektrod. Názvy svodů a způsob snímání se pevně ustálili. Jejich popis v následujících podkapitolách (2.1.1, 2.1.2, 2.1.3).

#### 2.1.1 Bipolární končetinové svody

Neboli Einthovenovy svody bývají označovány římskými číslicemi I, II, III dle konkrétního svodu. Elektrody se svým umístěním na končetinách vyhýbají velkým svalovým skupinám a minimalizují tak rušivý vliv myopotenciálů. Kromě třech snímacích elektrod se umísťuje čtvrtá pomocná (zemnicí) elektroda na pravou nohu. Zemnicí elektroda je zapojena v obvodu zpětné vazby na vstupu předzesilovače. Důvodem je snížení souhlasné složky signálu. Nepodílí se tak na vlastním průběhu EKG křivky. [1]



Obr. 5 – Einthovenovy bipolární končetinové svody (trojúhelník)[15]

Z obrázku (Obr. 5) je zřejmé barevné rozlišení elektrod, aby nedošlo k záměně v praxi. Končetinové elektrody vytváří pomyslný rovnostranný trojúhelník, uvnitř kterého leží srdce. Princip bipolárního snímání je založen na rozdílu potenciálu mezi aktivními elektrodami:

$$I. = LA - RA \quad (1)$$

$$II. = LL - RA \quad (2)$$

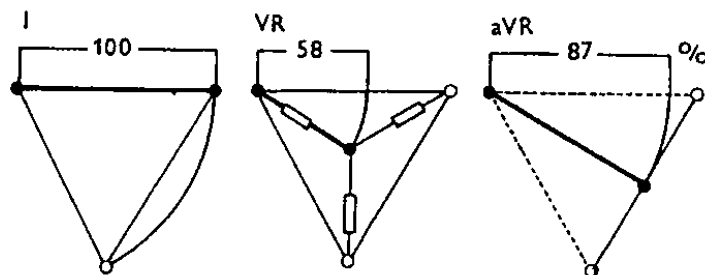
$$III. = LL - LA \quad (3)$$

Při uvážení polarit se například pro první svod při zvyšujícím potenciálu na levé horní končetině (LA) oproti pravé horní končetině (RA) vykreslí EKG křivka směrem nahoru (kladná) od izoelektrické linie.

## 2.1.2 Unipolární končetinové svody

Původní unipolární končetinové svody dle Wilsona odpovídali třem snímacím elektrodám (horní končetiny, levá noha) vůči referenční elektrodě, která byla vytvořena spojením každé z končetinových elektrod přes odpor 5 kΩ do jednoho uzlu (horní končetiny, levá noha). Spojením elektrod přes odpor Wilson vyloučil (snížil) vliv rozdílného kožního odporu. Wilsonova centrální svorka odpovídá elektrickému středu srdce a podle prvního Kirchhoffova zákona je součet proudů v uzlu roven nule. Wilsonova svorka tedy odpovídá nulovému napětí vůči kterému se srovnává napětí aktivních končetinových elektrod. V porovnání s bipolárním zapojením však dojde přibližně 58% ztrátě užitečného signálu, protože dojde ke zkrácení napěťového vektoru.

Wilsonovy končetinové svody později modifikoval Golberger, který odpojit od centrální svorky vždy jednu končetinu (snímací elektroda) a zbylé dvě elektrody připojil přes odpor 5 kΩ. Tímto posunul centrální svorku z elektrického středu srdce mezi spojené končetiny a navýšil napěťový zisk na 87 %. Proto se jeho svody nazývají zesílené (aV – augmented Voltage). [1][7]



Obr. 6 – Napěťový zisk jednotlivých způsobů zapojení (zleva bipolární, unipolární vůči centrální svorce, Golbergerovy) [7]

Jednotlivé Golbergerovy svody se pak nazývají aVR, aVL, aVF dle umístění aktivních elektrod. Takové elektrodě odpovídá kladná svorka, která je vztažena vůči protilehlým končetinám spojených v referenční elektrodu. Pro Golbergerovy svody platí pak:

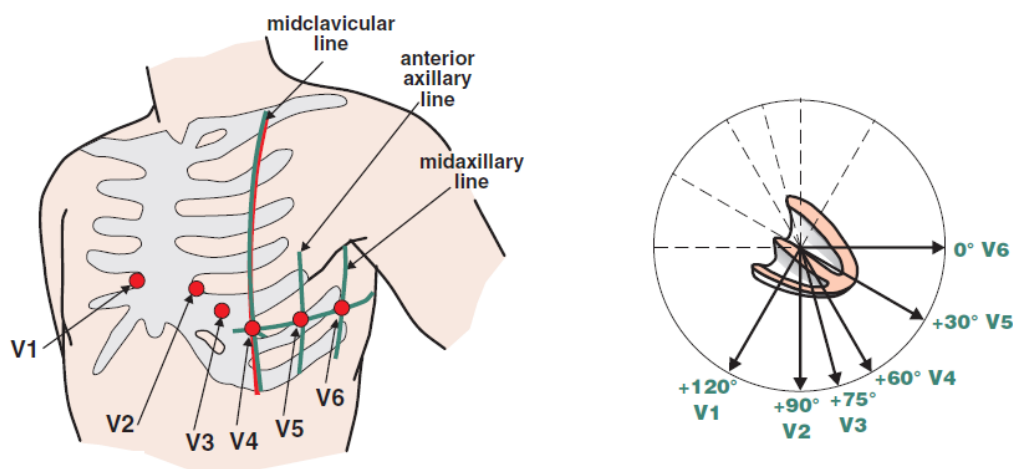
$$aVR = \frac{2 \cdot R - L - F}{2} \quad (4)$$

$$aVL = \frac{2 \cdot R - L - F}{2} \quad (5)$$

$$aVF = \frac{2 \cdot R - L - F}{2} \quad (6)$$

### 2.1.3 Unipolární hrudní svody

Končetinové svody slouží pro vyhodnocení signálu ve frontální rovině. Projekci elektrické aktivity srdce v rovině transversální dosáhneme pomocí hrudních (prekardiálních) svodů.

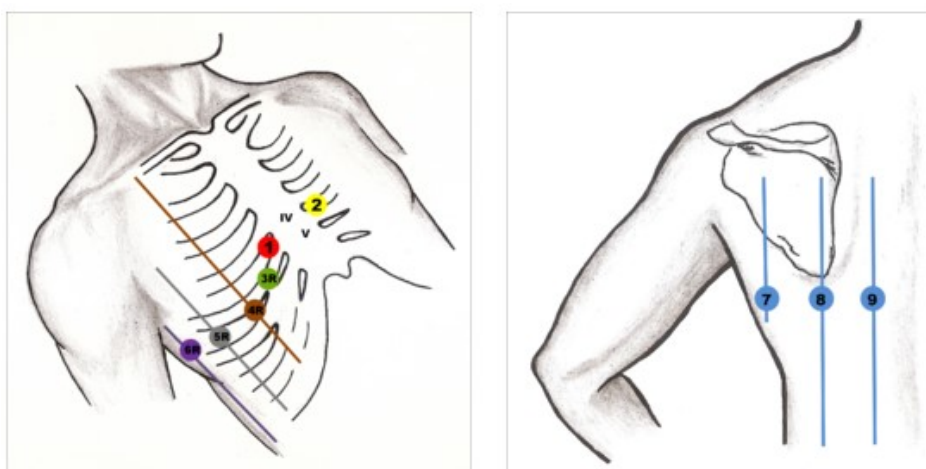


Obr. 7 – Umístění hrudních elektrod dle Wilsona [15]

Hrudní svody jsou označovány V1-V6. Jedná se o unipolární svody, které jsou vztaženy vůči společné referenci. Referenční elektrodě zde odpovídá Wilsonova centrální svorka. Všechny snímací elektrody zde odpovídají kladnému pólu, referenční elektroda pólu zápornému. Elektrody se umísťují dle polohy sternu, medioklavikulární čáry a střední axilární čáry mezi 4. a 5. mezižebří. [3][6]

### 2.1.4 Další svodové systémy

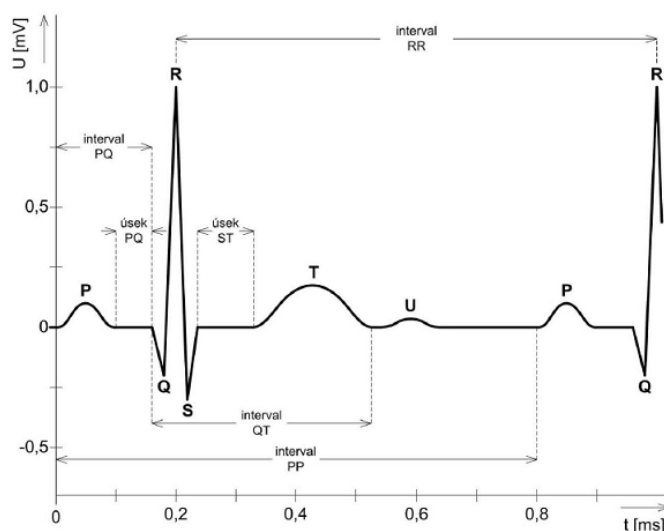
V případě, že pro diagnostiku všech srdečních oddílů nestačí běžné 12 svodové EKG se v některých situacích využívá dalších svodů. Konkrétně k diagnostice infarktu pravé komory se využívá pravostranných unipolárních hrudních svodů (reverzní svody), analogicky umístěných dle klasických hrudních svodů. Dalším typem svodů jsou etážované, které se umísťují o 1 či 2 mezižebří výše než klasické hrudní svody. Označují se apostrofem (1 mezižebří V1', 2 mezižebří V1''). Při podezření na infarkt myokardu s elevací ST segmentu se využívá zadních svodů V7-V9 umístěných na pozici zadní axiální, skapulární a paravertbrální čáry vlevo v úrovni V6. [2][9]



Obr. 8 – Pravostranné hrudní svody (vlevo), zadní svody (vpravo) [2]

## 2.2 Elektrokardiogram

Vykreslením hodnot elektrických potenciálů na povrchu těla způsobené postupnou depolarizací síní a komor vede k vykreslení elektrokardiogramu. Průběh EKG křivky je pro každý svod jiný, což je způsobeno umístěním elektrod vůči srdci. EKG křivka je popsána základními elementy – izoelektrickou linií, vlny a kmity a intervaly. Potřebné celkové zesílení elektrokardiografu dosahuje řádově několika tisíc. Dochází k zesílení užitečného signálu, který je porovnáván s referenčním napětím použitého A/D převodníku. Hodnoty povrchové EKG signálu pak dosahují amplitudy od 0,5 mV až 5 mV. [1]



Obr. 9 – Popsaná idealizovaná EKG křivka [1]

Segment je úsek, který obsahuje pouze izoelektrickou linii. Izoelektrická linie na elektrokardiogramu vyjádřena vodorovnou čarou. Jedná se o úsek, kdy rozdíl potenciálů elektrod je nulový. Nulový rozdíl se projeví i při zástavě srdce (v případě žádné srdeční aktivity). V EKG křivce jsou dva důležité segmenty:

- PR segment (úsek) od konce vlny P do začátku QRS komplexu.
- ST segment od konce QRS komplexu do začátku vlny T.

Interval je úsek, který obsahuje vlny nebo kmity. V případě oblé výchylky nad izoelektrickou linií se jedná o pozitivní vlnu, v opačném případě vlnu negativní. Stejně pravidlo platí i pro kmit. V EKG křivce jsou důležité dva intervaly:

- PR interval od začátku vlny P do začátku QRS komplexu
- QT interval od začátku QRS komplexu do konce vlny T

V elektrokardiogramu má vlna oblou výchylku, kmit ostrou výchylku. Významné vlny a kmity:

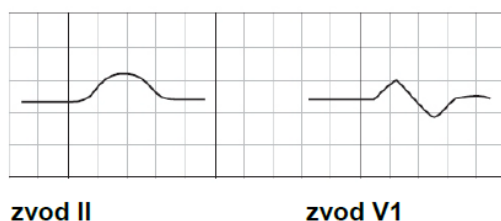
- Vlna P odpovídá depolarizaci síní (systole síní)
- QRS komplex je složen ze tří kmitů, odpovídá depolarizaci komor (systole komor), který překrývá méně výraznou repolarizaci síní (diastolu síní)
- Vlna T odpovídá repolarizaci komor (diastola komor)
- Vlna U má nejasný význam, avšak často se objevuje při hypokalémii

### 2.2.1 Analýza kmitů, vln a segmentů

Podrobnější analýza jednotlivých kmitů, vln a úseků postupné depolarizace a repolarizace síní a komor je popsána pro přiblížení problému. Analýza se týká 12 svodového systému. Při popisu jednotlivých složek EKG signálu jsem vycházel z literatury [7][16].

**Vlna P** je projevem šíření depolarizace síněmi. Obvykle pozitivní kulovitěho tvaru o amplitudě maximálně 0,25 mV a délce trvání do 0,12 s. Nejlépe identifikovatelná je ve svodech V1 a II. Ve svodu V1 má často bifazický projev, což je způsobeno prvotní depolarizací pravé síně, která míří ke svodu V1, kdežto následná depolarizace levé síně míří od svodu V1.

Předpokladem sinusového rytmu je projev vlny P pozitivní ve všech svodech (mimo event. III, V1), po kterém v pravidelných intervalech následuje QRS komplex. Negativní vlna P ve svodech II, III, aVF nebo hrudních je projevem junkčního rytmu (oblast AV uzlu a Hisova svazku).



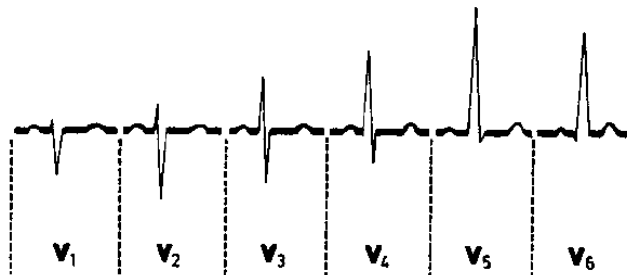
Obr. 10 – Fyziologická morfologie vlny P[16]

**Interval PQ (PR)** je snímán od začátku vlny P až k začátku kmitu Q nebo R. Jedná se o dobu šíření vzruchu od sinusového uzlu až k pracovnímu myokardu komor. Normální doba intervalu PQ (PR) je od 0,12 do 0,20 s. Délka trvání intervalu PQ se mění nepřímo úměrně tepové frekvenci. Bradykardie interval prodlužuje, tachykardie interval zkracuje.

**QRS komplex** je komplexem tří kmitů Q, R a S. Jedná se o projev postupné depolarizace septa z levého Tawarova raménka, subendokardiální vrstvy obou komor a napříč myokardem k epikardu. Fyziologické trvání QRS komplexu je typicky od 0,06 do 0,10 s. Při výchylce do 0,05 mV se pro označení užívají malá písmena q, r, s.

**Kmit Q** značí první negativní výchylku. Je projevem depolarizace septa a papilárních svalů. Fyziologická hodnota trvání je do 0,03 s výchylkou okolo 0,3 mV. Normálně nepřesahuje 1/4 výchylky kmitu R ve stejném svodu.

**Kmit R** má vždy pozitivní výchylku. V případě, že jich je v komorovém komplexu přítomných více, označují se apostrofy R', R''. Amplituda kmitu R se do levé prekordiální oblasti v hrudních svodech postupně zvyšuje od V1 až do V5. Projev kmitu R na posledním hrudním svodu V6 je většinou stejný nebo tlumený, ale může být i vyšší. Normální hodnota amplitudy kmitu R dosahuje ve svodech V1, V2 do 0,7 mV. Ve svodech V5, V6 do 2,5 mV a v končetinových svodech přibližně do 1 mV.



Obr. 11 – Normální projev kmitu R v hrudních svodech

**Kmit S** je posledním negativní výchylkou QRS komplexu. Velikost amplitudy kmitu S se oproti kmitu R snižuje od V1 do V5. Ve svodu V6 ani přítomné být nemusí, případně označeno malým s.

**Úsek ST** je izoelektrický interval představující prvotní část repolarizace komor. Leží v oblasti konce QRS komplexu po začátku vlny T. Primárně se hodnotí elevace či deprese úseku ST. V místě přechodu QRS komplexu do úseku ST se nachází junkční bod (bod J). V případě, že dochází ke zvýšení tohoto místa o více než 0,1 mV, hovoří se o vlně J. V hrudních svodech V1 až V4 je tolerováno zvýšení do 0,2 mV.

**Vlna T** je odrazem repolarizace komor. Doba trvání repolarizace je v porovnání s depolarizací delší, obvykle do 0,2 s. Typický průběh je mírně asymetrický. První polovinu reprezentuje pozvolný vzestup, druhou polovinu strmější sestup. Ve všech svodech je pozitivní (aVR vždy negativní). Fyziologicky může být negativní ve svodech III a V1. Vlna T dosahuje amplitudy od 0,2 až 0,8 mV.

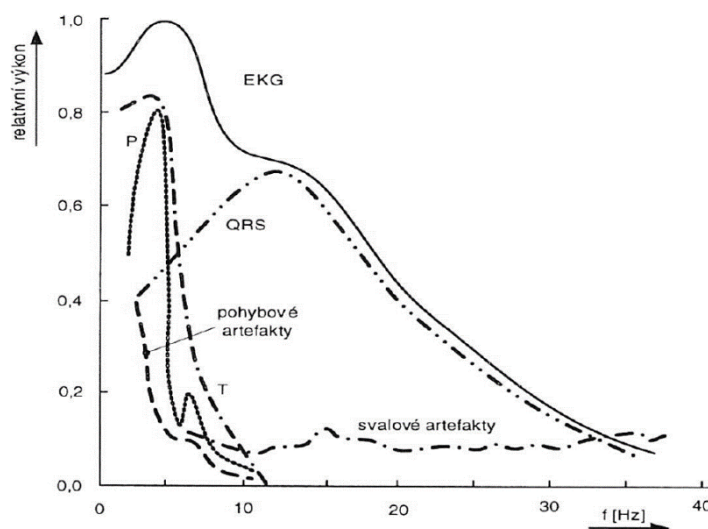
**Vlna U** má fyziologicky stejnou polaritu jako vlna T. Její původ stále není objasněný, amplituda je nepřímě úměrná tepové frekvenci. Fyziologicky se může vyskytovat u mladých lidí nebo sportovců. Patologicky u lidí s hypokaliémií nebo po požití digitálistu nebo chinidinu (antiarytmikum).

**Interval QT** začíná v počátku kmitu Q (nebo R, pokud není Q přítomno) a trvá do konce vlny T. Interval QT značně ovlivňuje tepová frekvence, pohlaví (u žen delší) a věk, se kterým se mírně prodlužuje. Doba trvání intervalu QT odpovídá depolarizaci a repolarizaci komorové svaloviny. Z praktického hlediska se uvádí interval korigovaný na tepovou frekvenci QTc počítán pomocí Bazzetova vzorce (7). Hodnoty korigovaného QT intervalu se pohybují do 0,44 s u mužů a do 0,44 s u žen. QT interval se typicky stanovuje jako průměrná hodnota 3-5 po sobě jdoucích cyklů. [15]

$$QTc (s) = \frac{QT \text{ interval (s)}}{\sqrt{R - R \text{ interval (s)}}} \quad (7)$$

## 2.2.2 Spektrální analýza

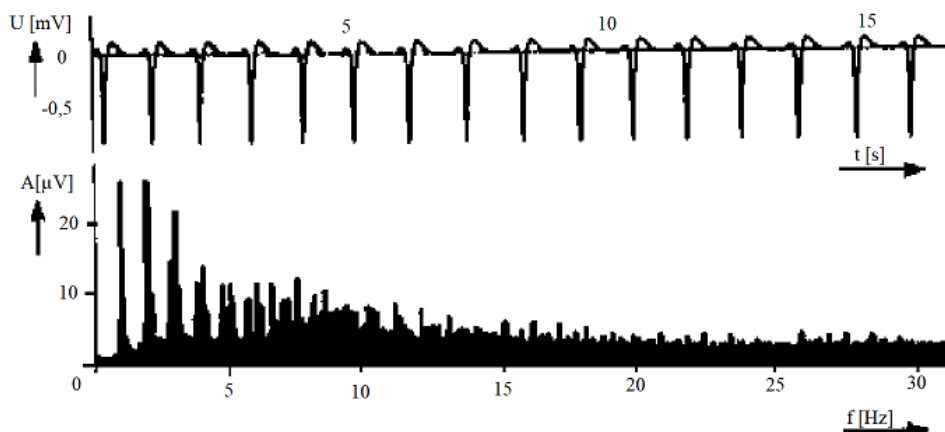
Na EKG signál z hlediska spektrálního vyjádření je možné nahlížet z pohledu jednoho srdečního cyklu pro vyjádření jednotlivých vln a kmitů. Vlny P a T dosahují typicky hodnot do 10 Hz. Nejvyšší spektrální složku zastupuje QRS komplex, který leží v rozmezí hodnot od 3 do 45 Hz, přičemž většina jeho spektrální funkce leží v mezi 10 až 20 Hz. [8]



Obr. 12 – Frekvenční spektrum jednoho srdečního cyklu [8]



Druhý pohled uplatňující se při návrhu filtrů, zejména pro odstranění nízkofrekvenčních složek je pohled na signál jako kontinuální záznam několika period. Z pohledu spektra se jedná v podstatě o signál repetiční, nicméně s proměnnou délkou periody dle srdeční frekvence. S nárustem srdeční frekvence dochází k rozšíření spektrálních čar, naopak je tomu při snížení srdeční frekvence, kdy dochází ke spektrálnímu zúžení. Srdeční frekvence odpovídá nejnižší užitečné frekvenční složce EKG signálu, protože stejnosměrná složka EKG signálu dána především půlčlánkovým napětím elektrod nenese užitečnou diagnostickou informaci. [8]



Obr. 13 – Frekvenční spektrum dlouhodobého záznamu EKG [8]

Pro zjištění spektrálního rozložení užitečného signálu a rušení jsem v praktické části provedl převod analyzovaného signálu z časové domény do frekvenční oblasti pomocí Fourierové transformaci. K tomu byla použita vestavěná funkce `fft` v softwaru MATLAB. MATLAB využívá pro výpočet diskrétní Fourierovi transformace (DFT) algoritmus rychlé Fourierovi transformace (FFT).

### 2.2.3 Rušení

Při snímání EKG signálu dochází k jeho kontaminaci různými druhy šumu. Zpravidla se jednotlivé druhy rušení popisují dle šířky jich frekvenčního pásma nebo dle jejich charakteru. Mezi základní druhy rušení patří síťové, pomalé pohyby a dýchání pacienta, elektrochemické děje na rozhraní kůže a elektrody, aktivace kosterního svalstva a pohybové artefakty. [8]



Obr. 14 – Záznam nerušeného EKG signálu (svod V2 horní, svod V5 spodní) [12]

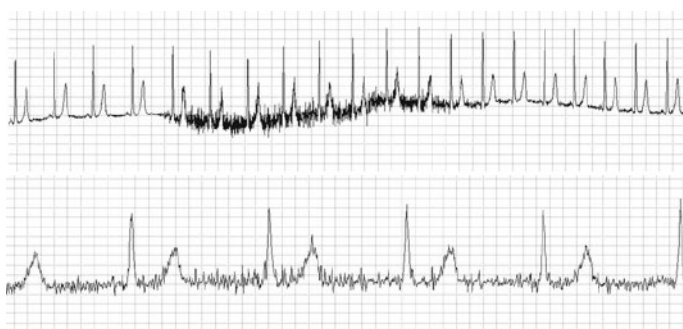
Nízkofrekvenční rušení je výsledkem změn impedance na rozhraní elektrody a těla pacienta v důsledku změn vzdáleností elektrody od zdroje signálu (srdce). To je způsobeno pomalými pohyby pacienta, dýcháním a změnami kontaktu mezi tělem a elektrodou způsobené do značné míry právě pohybem těla. Nízkofrekvenční rušení se pak projeví jako kolísání nulové izoliny. Leží v oblasti frekvencí pod 1 Hz, nicméně např. při zátěžových testech může nízkofrekvenční rušení dosáhnout až několika Hz. [12]





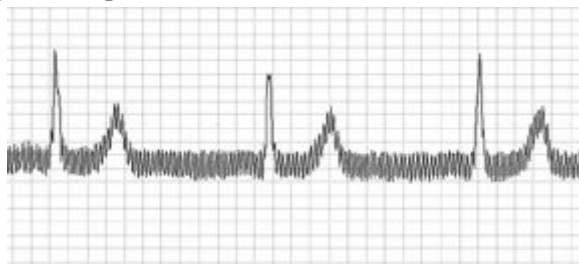
Obr. 15 – Nízkofrekvenční rušení vlivem pohybových artefaktů (horní), vlivem dýchání (spodní) [12]

Rušení myopotenciály způsobují kontrakce kosterních svalů, které jsou přítomny v důsledku pohybu pacienta či nevhodného prostředí např. chlad způsobující svalový třes. Problémem u rušení myopotenciály je překrytí spekter ve významné oblasti signálu a šumu. Spektrum myopotenciálů leží na frekvencích od 20 Hz až do několika kHz. [12]



Obr. 16 – Rušení myopotenciály s rychlostí posunu papíru 10 mm/s (horní), 50 mm/s (spodní) [12]

Síťové rušení vzniká vlivem působení elektromagnetického pole ze silových rozvodů nebo generováno jinými zdravotními prostředky. Spektrum síťového rušení je úzké, soustředí se kolem frekvence střídavého napájecího napětí – na území ČR frekvence 50 Hz. [8], [12]



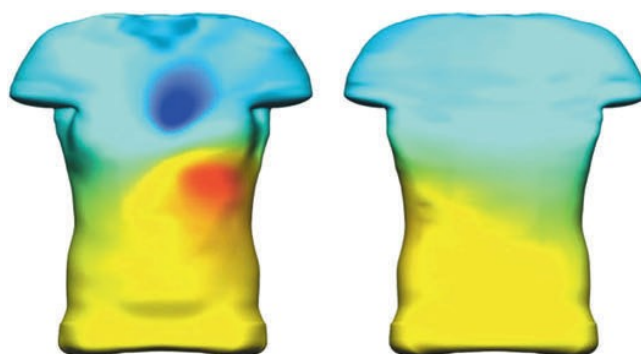
Obr. 17 – Síťové rušení [12]

Dalším možným rušením je kontaktní šum elektrody způsobený ztrátou kontaktu mezi elektrodou a pokožkou. Ztráta kontaktu může mít za následek artefakty značně převyšující amplitudu snímaného signálu. [13]

### 3. Plošná elektrokardiografie

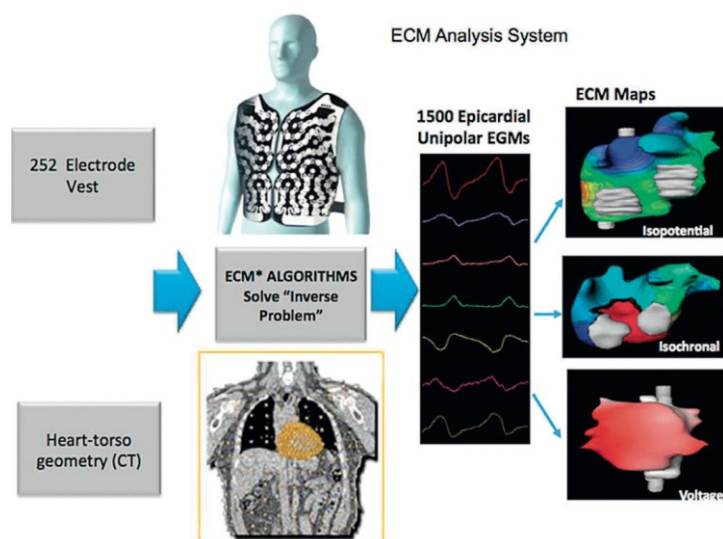
Plošné mapování elektrických potenciálů z povrchu těla (BSPM) v rámci srce je metoda, využívající základů elektrokardiografie. Zásadním rozdílem mezi 12 svodovým EKG a BSPM je několikanásobně vyšší množství použitých elektrod. Hlavním nedostatkem při diagnostice 12 svodovým EKG je skutečnost, že prekordiální oblast pokrývá pouze šest hrudních svodů. Hlavním důvodem pro přijetí pozic hrudních svodů navržené Wilsonem byla globalizace určitého standardu. [10]

BSPM bylo vyvinuto ze dvou důvodů. Prvním důvodem je možnost studie podrobného šíření elektrických potenciálů na povrchu hrudníku, což umožnilo vyvinout metody pro interpretaci potenciálních map. [11]



Obr. 18 – Distribuce potenciálů na vrcholu R-kmitu. Přední pohled na torso (vlevo), zadní (vpravo) [10]

Druhým důvodem podrobného mapování je matematický analýza dostupných informací šíření EP na povrchu těla a řešení tzv. inverzního problému, který popisuje šíření EP přímo na povrchu srdce. BSPM se tak využívá pro rekonstrukci epikardiálních, a v některých případech endokardiálních šíření EP, excitačních časů a elektrokardiogramů neinvazivně pomocí inverzních postupů, které transformují EKG na zobrazení elektrické aktivity. Výsledkem jsou 3D obrazy anatomických vrstev srdce s překrývajícími se izochrony reprezentující depolarizaci a repolarizaci jednotlivých částí srdce. [11]



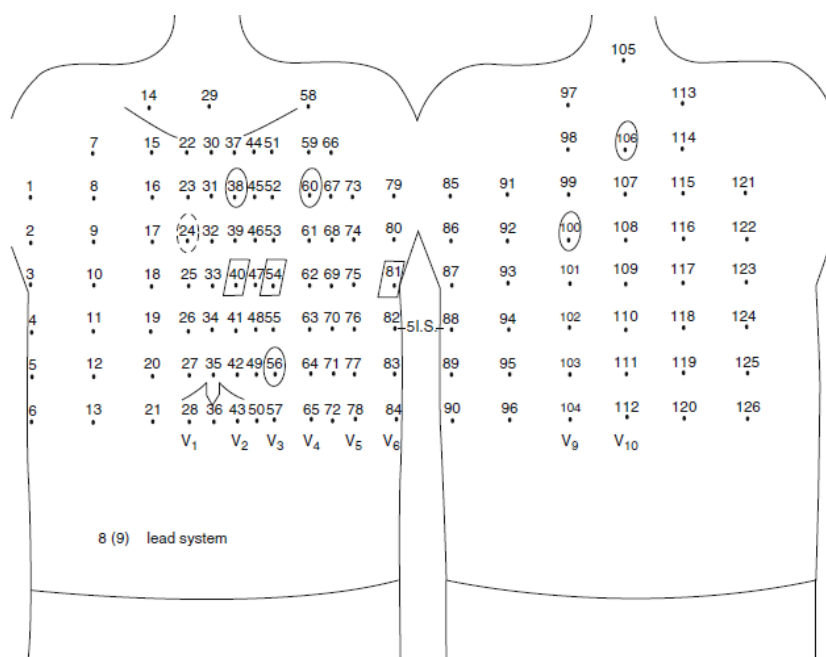
Obr. 19 – Princip řešení inverzního problému [10]

### 3.1 Elektrodové systémy

Systémy mapování povrchu těla zahrnují elektrodové pásy či vestu, elektroniku pro zesílení a záznam a filtraci snímaného EKG, výpočetní prostředky pro zpracování záznamu EKG, jeho zobrazení v jednotlivých módech pro účely detekce, klasifikace či pozorování změn elektrofyzologie srdce.

V počátcích BSPM byla snaha pokrýt trup velkým množstvím elektrod (242, 192, 126, 64 atd.), pro podrobný popis šíření EP na jeho povrchu. Postupnou analýzou potenciálových map se ukázalo, že při vyšším počtu elektrod dochází k redundanci. Při tomhle zjištění se několik týmů zaměřilo na tzv. omezené systémy, které měly zachovat kvalitu získané informace, a zároveň snížit náklady spojené s velkým počtem použitých elektrod a použitou výpočetní technikou. [11]

Roger C. Barr se ve své studii roku 1971 zabýval minimálním počtem elektrod použitých pro odhadnutí hodnot EKG i v jiných než snímaných bodech. Ve své studii dospěl k počtu 24 elektrod. F. Kornreich ve své studii roku 1973 použil 126 elektrod. Jeho elektrodové pole se skládalo z celkem 18 nerovnoměrně rozmístěných řad. Umístil 84 elektrod na přední část trupu, přičemž řady soustředil na střed a levou polovinu (oblast srdce). Na zadní stranu umístil rovnoměrně zbylých 42 elektrod. Ve své studii dospěl k závěru, že k získání diagnosticky užitečných informací stačí 9 elektrod, které jsou znázorněné viz. Obr. 20. [11]



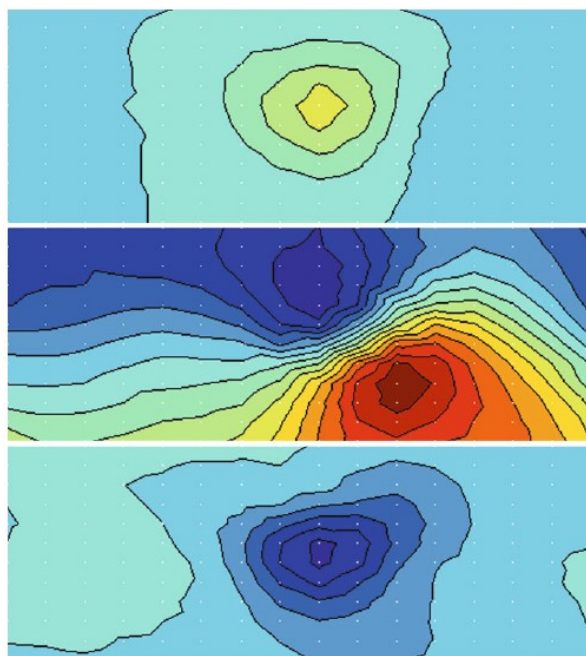
Obr. 20 – 126 svodů dle Kornreicha [11]

Elektrody se nejčastěji umisťují do pravidelných polí (fixní počet řádků i sloupců). Postupem času bylo vyvinuto několik technik urychlujících proces aplikování elektrod na pacienta, mezi které patří např. použití elektrodoých pásů či vest. Většina systémů dříve vyžadovala použití elektrodového gelu pro zajištění vodivého spojení a snížené přechodového odporu. Dnes se využívají nalepovací suché aktivní elektrody, které eliminují potřebu elektrolytu. [11]

## 3.2 Záznam a odhad potenciálových map

Svodové systémy se dělí podle počtu použitých elektrod na tzv. úplné a redukované. Úplné systémy mají husté zastoupení elektrod pro podrobný zisk skutečných hodnot. Omezené systémy s několikanásobně nižším počtem elektrod pracují ve větší míře na aproximaci distribuce elektrických potenciálů na povrchu těla s předem danou úrovní přesnosti. [11]

Vzhledem k tomu, že BSPM bylo pro svou náročnost přemístěno především do výzkumných laboratoří, neexistuje žádný standard v počtu elektrod pro úplné systémy. V publikované literatuře jsou považovány za kompletní systémy s počtem snímacích elektrod např. 64, 120, 128, 192 a 242. Úplné svodové systémy se vyznačují svou schopností mapovat prostorový charakter elektrických potenciálů generovaných srdcem. Ve většině systémů, jak již bylo nastíněno výše, se elektrody umisťují do řad či sloupců tak, aby dostatečně mapovaly přední část trupu nebo jeho celý obvod. Další modifikací je podrobnější pokrytí hrudní části se sníženou hustotou elektrod v oblasti zad. Mechanismy pro v podstatě spojitě vyjádření šíření EP na povrchu těla zahrnují interpolaci, model torza a barevné kódování hodnot přítomných potenciálů. [11]



Obr. 21 – Chronologické znázornění průběhu QRS komplexu (izopotenciální) [11]

### 3.2.1 Interpolace

Prostorová (plošná) interpolace je skupina matematických metod, která zahrnuje vzorce poskytující aproximaci mezi měřenými místy, tedy získání nových hodnot na nesnímaných místech. Mezi základní interpolace užívané pro zpracování BSPM patří lineární, kubická, využití interpolačních křivek a další. Donald M. Monro se ve své studii „Interpolation methods for surface mapping“ v roce 1980 mimo jiné zabýval Fourierovou sérií pro vytváření interpolačních polynomů za předpokladu periodicity dat při snímání po obvodu trupu. [11]

### 3.3 Analýza informací získaných z BSPM

Pro porozumění a charakterizaci normální a abnormální srdeční elektrofyzologie se využívá dvojí analýzy potenciálových map. Původní analýza se vztahuje k charakterizaci srdečního stavu s ohledem na srdeční onemocnění přímou korelací k mapovým záznamům srdeční fyziologie a patologie. Pro vyhodnocování mapových informací se využívá vizuálního hodnocení nebo kvantitativních přístupů založených na statistických metodách. Další způsob analýzy souvisí s hodnocením inverzních modelů se zaměřením na současnou distribuci potenciálů v myokardu. [11]

Od počátku zpracování a následné vizualizace potenciálových map byl kladen důraz na sledování distribuce potenciálů včetně dynamiky, relativní úhly a morfologii izopotenciálních map či hodnot pozitivních a negativních potenciálových extrémů. [11]

Typické rysy potenciálových map se jeví u pacientů s prodělaným infarktem myokardu, ramínkovou bloádou WPW syndromem apod. Potenciálové mapy takto diagnostikovaných pacientů poskytují dostatečnou informaci pro jednoduchou klasifikaci srdeční příhody okem zkušeného kardiologa, která nemusí být dostatečně zřetelná při použití 12 svodového EKG. Např. srdeční příhody, které vedly k abnormálnímu kmitu Q při vyšetření na 12 svodovém EKG by měly být v potenciálových mapách zřetelnější, a to zejména negativní extrém popsán jistou časovou a prostorou charakteristikou. [11]

## 4. Rešerše – měření a zpracování BSPM

### 4.1 Východiska rešerše

V dnešní době se nejvíce využívá 12 svodové EKG, které si s sebou nese jisté limity při detekci srdečních abnormalit. Hlavním nedostatkem konvenčního EKG je pouhých 6 svodů pokrývajících poměrně omezenou část prekordia. Hlavním důvodem pro přijetí pozic hrudních elektrod, které navrhnul Wilson, bylo přijmout určitý standard. Na trhu existuje několik společností, které nabízejí BSPM systémy. Mezi tyto společnosti patří například Heartscan Technologies se systémem Prime ECG s počtem 80 elektrod, Amyscan se systémem AMYCARD 01C s počtem elektrod až 224, BioSemi Instrumentation se systémem BioSemi s počtem elektrod až 192 nebo Ústav měření SAV se systémem ProCardio 8 s připojením až 144 elektrod. Tyto produkty většinou mimo záznamový systém pro plošné snímání EKG obsahují i nástroje pro zpracování a grafické vyhodnocení měřených signálů například formou izopotenciálních map.

Cílem rešerše bylo seznámit se s problematikou praktického měření plošné aktivity srdce konkrétních systémů včetně zpracování a interpretace změřených dat. Proto jsem volil studie s různými BSPM systémy, konkrétně PRIME ECG, ProCardio 8 a BioSemi.

**Název:** ProCardio 8 - System for High Resolution ECG Mapping

**Autoři:** J. Kadanec, J. Zelinka, G. Bukor, M. Tysler

**Publikováno:** MEASUREMENT 2017, Proceedings of the 11th International Conference, Smolenice, Slovakia

Cílem článku bylo představení nové verze vícekanálového měřicího EKG systému ProCardio 8 pro zpracování a vyhodnocování povrchových elektrokardiogramů.

Systém ProCardio je uložen v terminálním boxu (Obr. 22). Obsahuje několik měřicích desek zapojených do základní desky osazenou mikroprocesorem Fujitsu MB9034. Systém je vybaven elektronikou pro společnou snímací elektrodu (referenční) a elektronikou pro napájení pravou nohou. Všechny signály jsou pak měřeny vůči referenční elektrodě. Pro snímání elektrických potenciálů z povrchu trupu je možno využít až 144 pasivních či aktivních EKG elektrod.

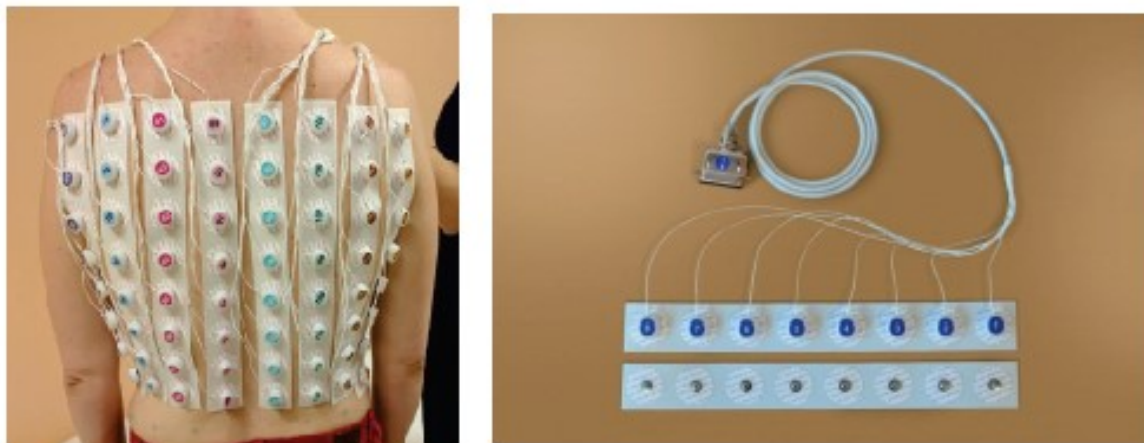


Obr. 22 – Systém ProCardio 8



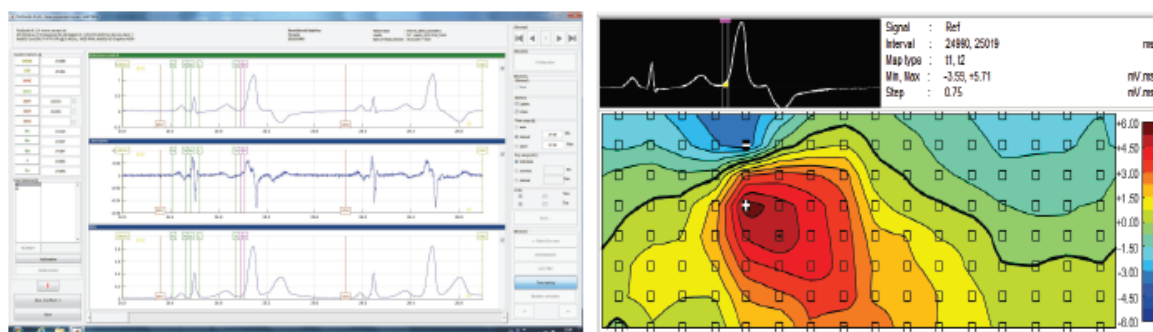
Každý měřicí kanál obsahuje zesilovač se 40násobným zesílením. Součástí každého kanálu je sigma-delta AD převodník poskytující rozlišení 22 bitů a vzorkovací frekvenci v rozsahu 125 až 2000 Hz. Data jsou přenášena do klasického počítače či notebooku přes USB FIFO s rychlostí až 1 MB/s.

K detekci EKG signálu byly použity jednorázové Ag-AgCl elektrody, které jsou umístěny na biokompatibilní pásy a pro připojení vodičů slouží cvoček. Každý pás je osazen osmi elektrodami, což značně snižuje dobu aplikace elektrod na povrch těla.



Obr. 23 – Osm samolepících pruhů na pacientovi (vlevo), elektrodový pás před a po připojení (vpravo)

Součástí ProCardio 8 je softwarové vybavení obsahující moduly pro správu dat pacienta, záznam EKG, zpracování a analýzu EKG signálu, výpočet a zobrazení okamžikových či integrálních potenciálových map. Součástí je také kontrola kontaktu elektrod s kůží, možnost záznamu EKG signálu včetně potenciálových map či kontrola stavu baterie. Dále poskytuje možnost nastavení filtrace signálu, analýzu rytmu EKG signálu, identifikaci extrasystol v dlouhodobém záznamu EKG.



Obr. 24 – Zachycení extrasystoly vlevo a odpovídající integrální potenciálová mapa QRS komplexu

Na závěr studie je zmíněno, že během vývoje byl systém ProCardio 8 testován mimo laboratoře i v nemocničním prostředí. Testování proběhlo v nemocnici Královské Vinohrady. Testování absolvovalo 18 pacientů s předčasnou komorovou kontrakcí. Při testování bylo použito 96 elektrod. Posléze proběhlo testování v národním ústavu srdečních a cévních chorob v Bratislavě. Použit byl systém se 128 elektrodami a testování podstoupilo 12 pacientů.

Potenciálové mapy vytvořené systémem ProCardio 8 byly spolu s údaji CT a MR použity jako vstupní řešení inverzního problému k lokalizaci předčasné kontrakce komor.

**Název:** Preprocessing of the BSPM Signals with Untraditionally Strong Baseline Wandering

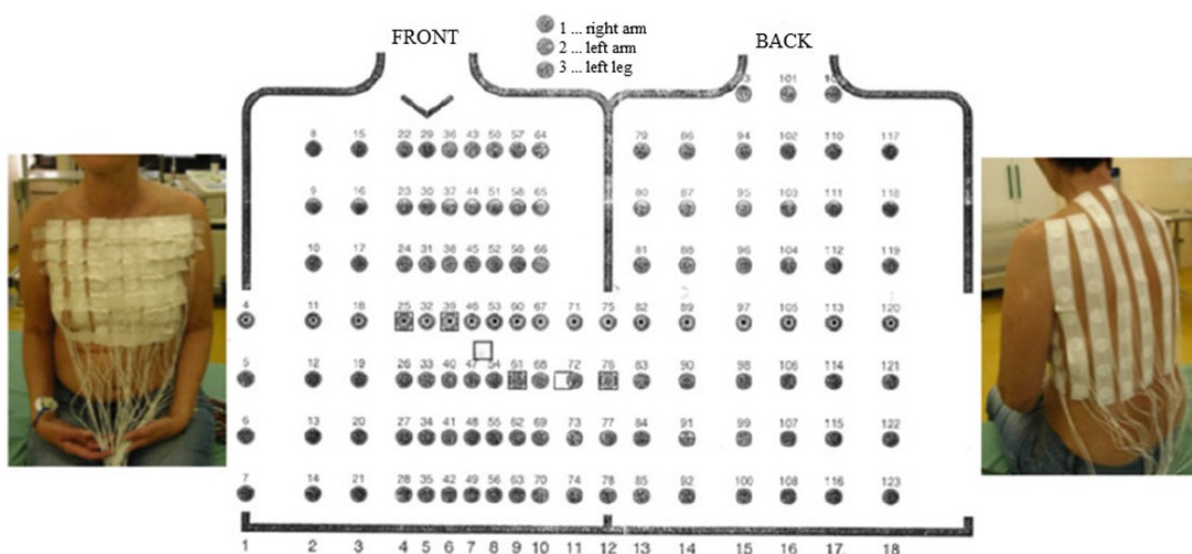
**Autoři:** Michal Huptych, Matěj Hrachovina, Lenka Lhotská

**Publikováno:** World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018. IFMBE Proceedings, vol 68/2. Springer, Singapore

Cílem této studie je předzpracováním multikanálového EKG signálu vzhledem k možným vlivům rušení a následnou filtrací tohoto rušení pro adekvátní zpracování povrchového EKG signálu. Studie proběhla ve společné spolupráci s kardiologickým oddělením fakultní nemocnice Motol v Praze a cílí na pacienty s komorovou dyssynchronií.

Multikanálové EKG zvyšuje počtem elektrod prostorové rozlišení mapování povrchu hrudníku a poskytuje tak podrobnější informace o elektrické aktivitě srdce, což by mělo vést k lepší diagnostice. Na druhou stranu provází multikanálové EKG jisté nevýhody, zvláště náročnější měření, které je dáno několikanásobně vyšším počtem elektrod a jejich umístěním. Produktem multikanálového EKG jsou potenciálové mapy, které představují časově prostorovou elektrickou aktivitu srdce na povrchu hrudníku.

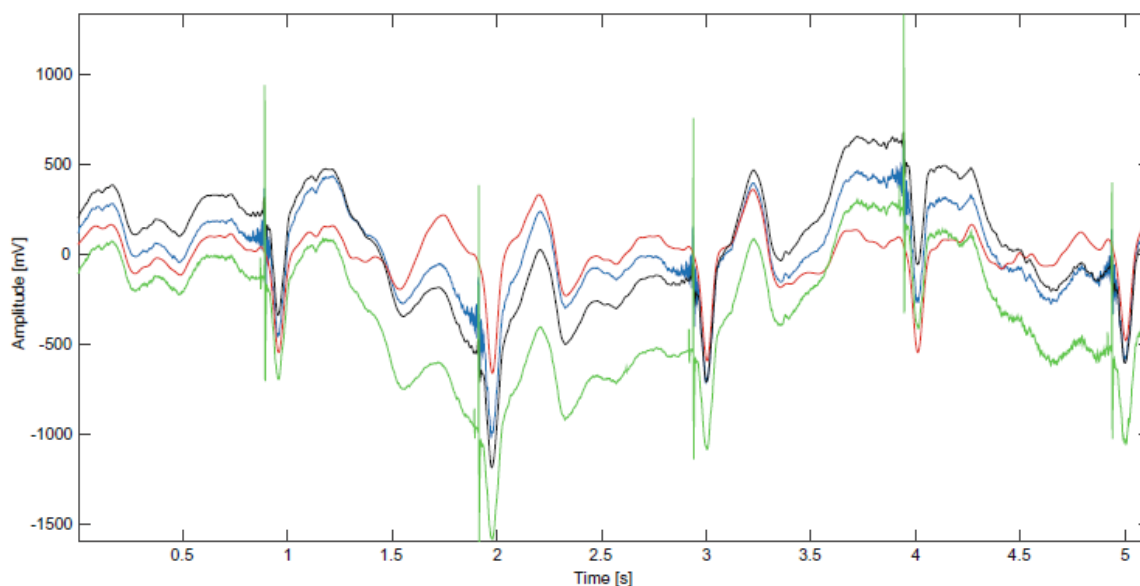
Plošná elektrická aktivita srdce je snímána pomocí unipolárních svodů vůči Wilsonově centrální svorce, která tvoří referenční napětí. Referenční napětí Wilsonovy centrální svorky je pak odečteno od jednotlivých unipolárních svodů. Počet elektrod pro plošné snímání byl 120 s rozložením dle schématu společnosti BioSemi.



Obr. 25 – Rozložení 120 elektrod dle BioSemi

Dýchání nebo pomalé pohyby pacienta způsobují rušení do 1 Hz (dle směrnice AHA 0,67 Hz). Autoři se ve studii zabývají kompromisem mezi poklesem užitečného signálu, zkreslením signálu a dobou filtrace. Pro filtraci EKG signálu se preferují filtry s konečnou impulzní odezvou (FIR) vzhledem k jejich lineárnímu průběhu. Pro vyhlazení úzkopásmového signálu byl použit filtr s nekonečnou impulzní odezvou (IIR). Pro konečné vyhlazení průběhu EKG signálu byl použit průměrovací filtr.





Obr. 26 – Záznam jednotlivých variant filtrací, popsanych níže v textu

Zaznamenaný signál (zelená linie) není ten nejprehlednější, kteří autoři naměřili, ale je dobrým příkladem užitých typů filtrace, protože zaznamenává řadu artefaktů. Zelený vrchol na obrázku není vrchol R kmitu, ale impuls implantovaného pacemakeru.

První typ filtrace (červená linie Obr. 26) odpovídá dvou filtrům typu Butterworth prvního řádu. První filtr je typu dolní propust s mezní frekvencí 45 Hz, druhý filtr odpovídá horní propusti s mezní frekvencí 0,67 Hz. Tento typ filtrace narušuje kmity Q, S a vlnu T, což značně ovlivní možnost jejich detekce.

Druhý typ filtrace (černý signál Obr. 26) využívá sekvence tří filtrů. První filtr typu dolnoproputný klouzavý průměr s mezní frekvencí 80 Hz. Druhý filtr odpovídá IIR pásmové zádrži s frekvencí 50 Hz a šířkou pásma 6 Hz. Posledním filtrem je hornoproputný filtr typu klouzavý průměr s mezní frekvencí 0,6 Hz.

Třetí varianta filtrace (modrý signál Obr. 26) využívá dolnoproputný FIR filtr s mezní frekvencí 100 Hz a délkou rovnou polovině vzorkovací frekvence ( $2048/2$ ). Horní propust zde zastupuje FIR filtr s mezní frekvencí 0,67 Hz o délce 1,2krát vzorkovací frekvence ( $2048 \cdot 1,2$ ). Posledním filtrem je IIR pásmová zádrž s mezní frekvencí 50 Hz a šířkou pásma 6 Hz. Tato filtrace zeslabuje velmi omezeně vyšší frekvence, jedná se o kompromis mezi výpočetní náročností a fázovým zkreslením náběhu kmitu Q a S.

Autoři dospěli k závěru, že konečný filtrační efekt potenciálových map je obtížné vyhodnotit. Důvodem jejich tvrzení bylo, že testování probíhalo na pacientech s patologickými průběhy EKG signálu, které následně musí být hodnoceny odborníky. Dalším důvodem byl nedostatečný soubor pacientů pro možnost porovnání. Výsledky však dokazují, že experimentální metody filtrace budou využity pro zpracování a filtraci EKG signálu.

**Název:** Mapování elektrických potenciálů z povrchu hrudníku – předzpracování a vizualizace

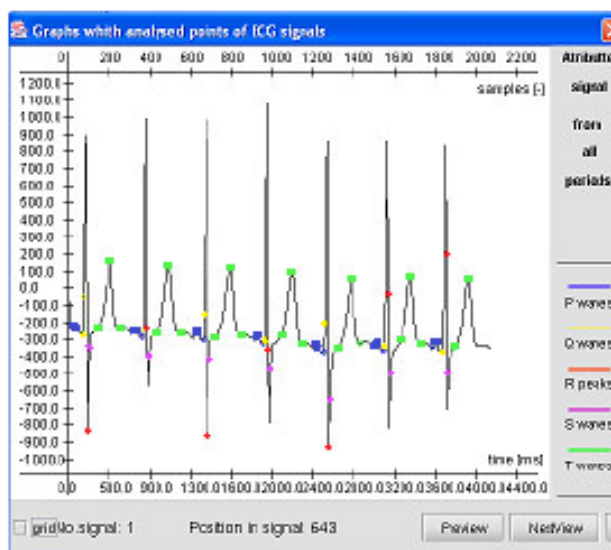
**Autoři:** Václav Chudáček, Michal Huptych, Lenka Lhotská, Otomar Kittnar

**Publikováno:** Advances in electrical and electronic engineering, AEEE. 2005, vol. 4

Tato studie se zabývá předzpracováním a vizualizací elektrických potenciálů z povrchu hrudníku. Cílem studie bylo prezentovat současný výzkum a seznámit s možnostmi zpracování a vizualizace multikanálového EKG z povrchu hrudníku.

Mapování elektrických potenciálů z povrchu hrudníku (BSPM – Body Surface Potencial Mapping) koresponduje s užitím několika desítek až stovek snímacích elektrod z povrchu hrudníku a vykazuje tak v některých případech vyšší diagnostickou informaci než standardní dvanácti svodová elektrokardiografie.

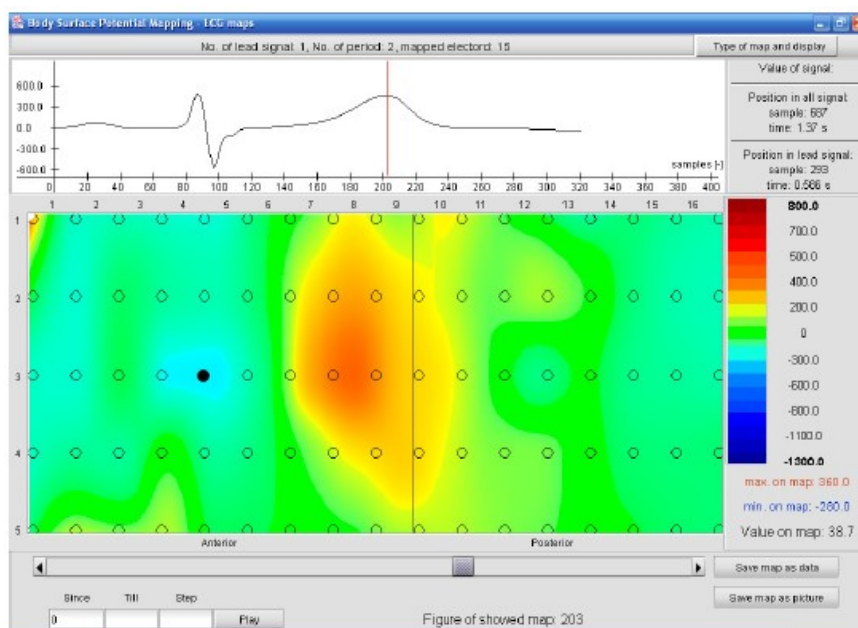
Vývoj výpočetní techniky poskytující počítačové metody analýzy EKG signálu spočívá primárně v detekci významných parametrů. Zde byla zvolena automatická analýza EKG signálu pomocí vlnkové transformace, vzhledem k nestacionaritě signálu a potřebou detekovat různě rychlé změny signálu. V první řadě byla provedena analýza za pomoci dyadické vlnkové transformace realizované ekvivalentními filtry. Dochází k detekci QRS komplexu a následně jsou nalezeny extrémy v absolutní hodnotě vyšší než definovaná mez, to odpovídá vrcholu kmitu R. U kmitu Q dochází k detekci počátku a jeho vrcholu a kmit S je detekován pomocí vrcholu a konce v prvním detailu signálu dle zvolených prahových hodnot a dle volby časových oken v závislosti na vzorkovací frekvenci. Parametry P a T jsou detekovány na čtvrtém detailu signálu dle jejich počátku, vrcholu a konce dle zvolených prahů a časových oken dle vzorkovací frekvence.



Obr. 27 – Analýza signálu a detekce významných parametrů

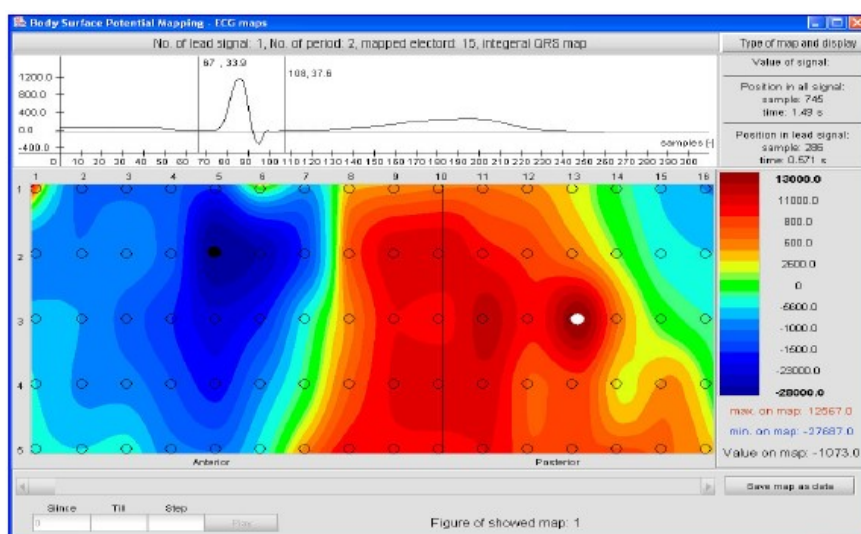
Mapováním povrchových potenciálů srdce multikanálovým EKG systémem dochází ke zisku prostorově rozloženého signálu. V této práci byly definovány způsoby využití zobrazení rozložení potenciálu na povrchu hrudníku – tzv. mapování. Podle způsobu zpracování měřených signálů existují mapy okamžikové, integrální, izochronní, rozdílové a odchylkové.

Okamžikové potenciálové mapy jsou nejpoužívanější. Okamžiková mapa popisuje rozložení potenciálů na povrchu hrudníku v jednom časovém okamžiku. Analýza okamžikových map se provádí dle analyzovaného úseku EKG křivky.



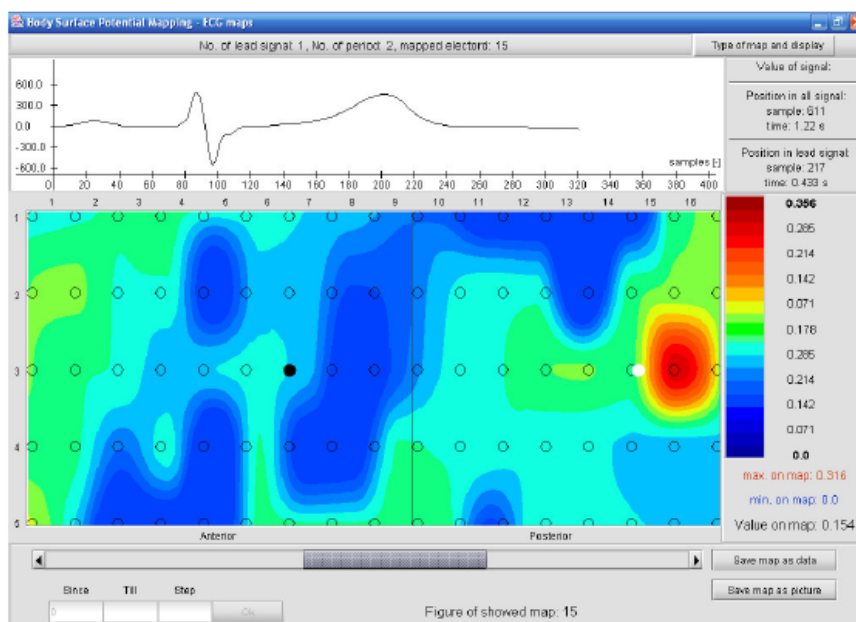
Obr. 28 – Znáznornění okamžikové potenciálové mapy

Integrálové mapy zobrazují časový integrál potenciálů v určitém časovém intervalu. Časový interval může být volen libovolně, ale v praxi se nejčastěji užívá interval od začátku kmitu Q po konec kmitu S, což odpovídá QRS mapě. Interval od konce kmitu S po 3/8 intervalu ST-T odpovídá ST-T mapě. QRST mapa vzniká integrací v čase počátku QRS komplexu až konec vlny T a mapa Q zóny vzniká integrací 30 ms komplexu QRS.



Obr. 29 – Integrálová mapa QRS komplexu

Izochronní mapy jsou definovány jako elektrické pole srdce ve zvolených časových bodech dle závislosti  $T_i = f(U_i(t))$ . Izochronní mapy by měly souviset s dynamikou elektrického pole srdce na povrchu hrudníku, což nelze jednoznačně definovat vlivem pohybů hrudníkem.

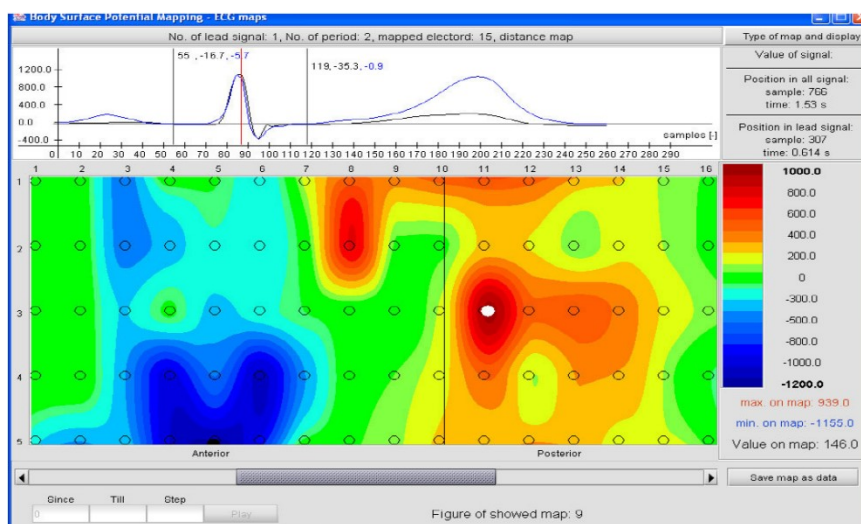


Obr. 30 – Znáznornění izochronní mapy

Rozdílové a odchylkové mapy vznikají porovnáním map mezi sebou. Lze srovnávat jednotlivé mapy mezi sebou nebo jednu mapu s průměrem map dle daných kritérií. Výsledkem pak může být např. korelační koeficient nebo opět mapa. Rozdílová mapa vzniká rozdílem hodnot potenciálů v totožných bodech dvou potenciálových map dle  $U_i = U_{i1} - U_{i2}$ . Odchylková mapa vzniká srovnáním jednotlivé mapy s mapami určité skupiny dle definice:

$$DI_i = \frac{(P_i - M_i)}{SD_i} \quad (8)$$

kde  $DI$  je hodnota indexu výchyky (departure index),  $P_i$  je hodnota porovnávané integrální mapy v bodě  $i$ ,  $M_i$  je aritmetický průměr hodnot v bodě  $i$  map referenční skupiny a  $SD_i$  odpovídá směrodatné odchylce.



Obr. 31 – Znáznornění rozdílové mapy

Signály elektrické aktivity srdce na povrchu hrudníku byly naměřeny na diagnostickém systému CARDIAG 112.2. Jedná se o účelový počítačový systém pro základní a komplexní vyšetření srdečních poruch. K tomu využívá prvky elektrokardiografie – elektrokardiografy, vektorokardiografy a mapování

srdečních potenciálů z povrchu hrudníku. Nasnímaná data byla přenesena do databáze MS Access a v programu MATLAB byl vytvořen multifunkční prohlížeč BSPM70, ve kterém lze tvořit izopotenciálové a izointegrální mapy. Po ověření funkčnosti modulů v MATLABu došlo k vizualizaci pomocí open source SumatraTT. Autoři této studie se zabývali načtením a úpravou dat, analýzou EKG signálu, mapováním rozložení potenciálů na povrchu hrudníku, interpolací a signálovým zobrazením.

Cílem autorů bylo seznámit v příspěvku s možným předzpracováním a vizualizací plošné elektrické aktivity srdce pomocí multikanálového EKG systému. Pro předzpracování byla využita vlnková transformace, která slouží pro detekci významných parametrů (amplitudy, délky trvání vln, ST interval...). Úspěšnost analýzy EKG signálu má přímý dopad na kvality jednotlivých map a jejich vyhodnocení. Autoři dospěli ke zjištění, že stěžejní pro zobrazení okamžikových a integrálních potenciálových map je detekce významných parametrů vždy na jedné periodě vedoucího signálu. Tím je jednoznačně definován významný bod či úsek (v případě integrálních map) na zbylých elektrodách.

## 4.2 Výsledky rešerše

Seznam článků, vědeckých prací a příspěvků v oblasti zpracování plošné elektrické aktivity srdce pomocí multikanálového EKG systému poukazuje na nižší zájem odborníků v této oblasti. Vzhledem k tomu, že neexistuje standardizace rozložení elektrod pro BSPM jsem z rešerše dospěl k závěru, že rozložení může být buď ekvidistantní nebo hustší v prekardiální oblasti.

Při zpracování plošného EKG signálu se vychází ze základních principů zpracování klasického 12 svodového EKG signálu. Spektrálně se stále jedná o EKG signál, který je primárně rušen dýcháním, pomalými pohyby pacienta, myopotenciály, pohybovými artefakty či nekvalitním kontaktem elektrody s pokožkou pacienta.

Mapování povrchových potenciálů srdce multikanálovým EKG systémem spočívá v zobrazení rozložení potenciálu na povrchu hrudníku – tzv. potenciálové mapy. Podle způsobu zpracování měřených signálů se dělí na mapy okamžikové, integrální, izochronní, rozdílové a odchylkové. Pro čtení z potenciálových map je vhodné vycházet z parametrů jedné periody vedoucího signálu, který je dostatečný pro orientaci na ostatních elektrodách.

Díky této rešerši jsem nabyl znalosti a přehledu o možnostech filtrace, předzpracování, detekce významných parametrů a interpretace plošného EKG signálu ve formě potenciálových map.

## 5. Realizace měřicího řetězce

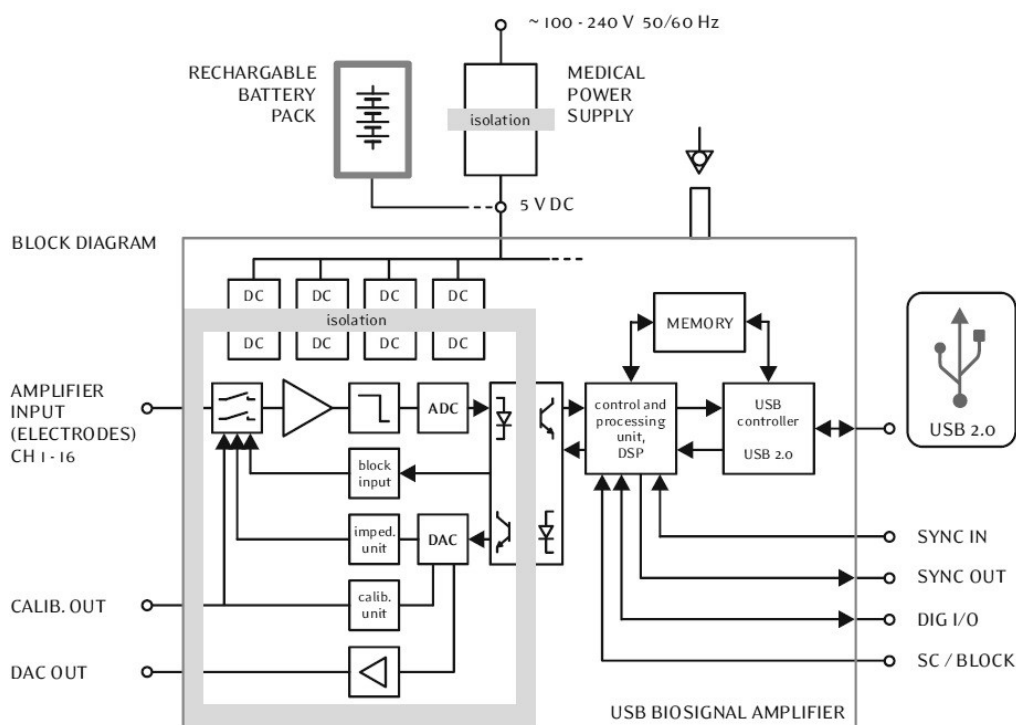
### 5.1 Zesilovač biologických signálů g.USBamp

Pro snímání elektrických potenciálů z povrchu těla je použit zesilovač biologických signálů g.USBamp od rakouské firmy g.tec. Biozesilovač je možné mezi sebou paralelně propojit pomocí synchronizačního kabelu a využít tak pro měření na více než 16 kanálů. Součástí biozesilovače je generátor interního napětí (sinus, obdélík, pilový, bílý šum), který detekuje kalibrační jednotka pro následnou kalibraci (důležité pro EEG). Přenos dat je zajištěn pomocí USB kabelu a k záznamu snímaných dat slouží software firmy g.tec v prostředí MATLAB.



Obr. 32 – Biozesilovač g.USBamp

Součástí biozesilovače je programové vybavení g.tec Highspeed On-line processing pro práci v prostředí MATLAB. Podstatou programového vybavení je tvorba blokových schémat pro snímání požadovaného signálu, provedení kalibrace či vizualizaci snímaného signálu pro případnou kontrolu dat před uložením.

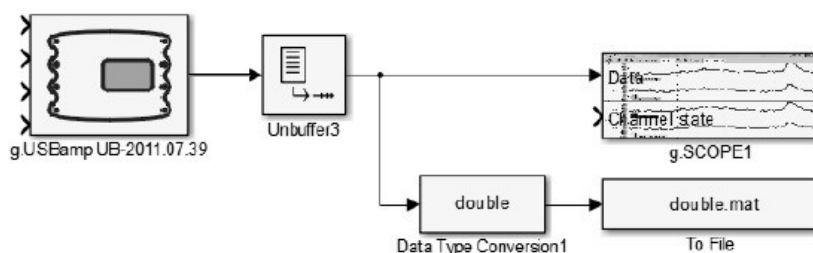


Obr. 33 – Blokové schéma biozesilovače g.USBamp [14]

## 5.2 Zapojení biozesilovače

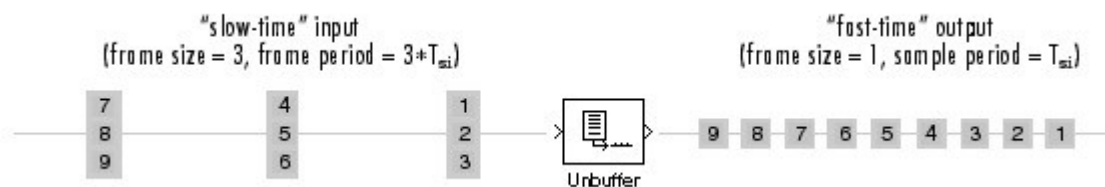
Realizace měřicího řetězce z hlediska softwaru vyžaduje PC s prostředím MATLAB Simulink verze 2013a a novější pro instalaci potřebných ovladačů (g.tec Highspeed software). Součástí biozesilovače je napájecí zdroj, USB kabel pro přenos dat do PC a synchronizační kabely pro možnost propojení biozesilovačů v případě potřeby více než 16 kanálů.

Před měřením plošné elektrické aktivity srdce došlo k experimentálnímu měření EKG signálu ze dvou svodů umístěných v prekordiální oblasti, konkrétně svody V1, V2. Hlavním důvodem dvou kanálového měření byla analýza vlivu široké škály mezní frekvence digitálních filtrů biozesilovače na snímání signál s cílem vhodného nastavení. K tomu byl použit jediný biozesilovač, jehož blokové schéma zapojení je znázorněno na Obr. 34.



Obr. 34 – Blokové schéma zapojení biozesilovače

Měřicí řetězec jednoho biozesilovače (Obr. 35) sestává z *g.USBamp Highspeed block* pro kompletní nastavení biozesilovače dle sériového čísla. Následuje *Unbuffer*, který převádí výstupní data na posloupnost vzorků s odpovídající vzorkovací periodou.



Obr. 35 – Unbuffer blok [17]

Před uložením měřených dat do souboru s příponou mat dochází k jejich konverzi do tvaru datového typu double. První řádek v matici odpovídá času vzorkování, zbylým řádkům matice jsou vzestupně přiřazeny použité kanály. Pro vizuální kontrolu v rámci probíhajícího měření slouží blok *g.SCOPE* zastupující funkci osciloskopu. Ten zajišťuje přehledný grafický výstup v reálném čase všech aktivních kanálů pro posouzení validity signálu, případně nepřítomnost artefaktů. Nejužitečnější funkcí je možnost nastavení rozsahu horizontální osy (časové) a automatické nastavení rozsahu (autoscale) vertikální osy v rámci jednoho vstupního kanálu či všech.

### 5.2.1 Synchronizace biozesilovačů pro plošné snímání

Pro plošné snímání elektrické aktivity srdce byly použity 4 biozesilovače poskytující až 64 unipolárních kanálů. Biozesilovače jsou mezi sebou sériově propojeny synchronizačními kabely, dále jsem vyvedeny přes USB Hub do PC. Blokové schéma zapojení je obdobné schématu zapojení jednoho biozesilovače (Obr. 34) s tím rozdílem, že nyní obsahuje 4 větve.



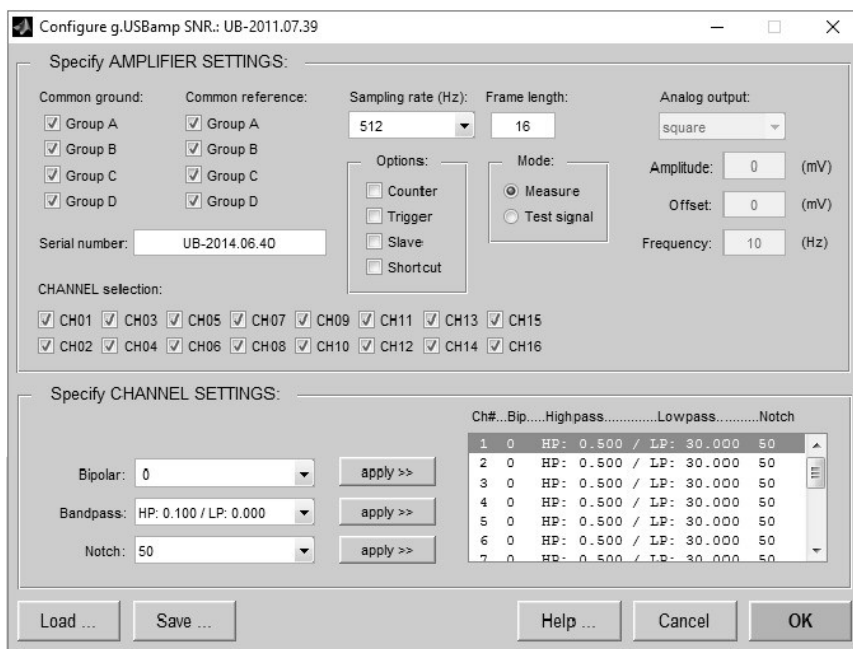
## 5.3 Konfigurace biozesilovače

Před samotným bylo třeba provést nastavení vlastností biozesilovače, ke kterému slouží blok *g.USBamp*, po jeho rozkliknutí se objeví konfigurační okno (Obr. 36).

Mezi hlavní parametry konfiguračního okna patří možnost nastavení společné země, společné reference, aktivních kanálů, výběr mezi unipolárním a bipolárním snímáním či určení řídicího zesilovače.

Další důležitou vlastností je nastavení hodnoty vzorkovací frekvence. Ty je možné volit v hodnotách 32, 64, 128, 256, 512, 600, 1200 až 32kHz, od které se odvíjí digitální filtry pásmové propusti (bandpass) a filtr síťového rušení (notch). V obou případech se jedná o Čebyševův filtr, kde pásmová propust je realizována filtrem 6. nebo 8. řádu a pásmová zádrž (notch) je řádu 4. v rozsahu 48-52 Hz. [30]

Hodnoty pásmové propusti lze volit v mezích od 0,01-0,1-0,5-2-5 Hz pro horní propust a dolní propust v mezích 30-60-100-200-250 Hz při vzorkovací frekvenci 600 Hz.



Obr. 36 – Konfigurační okno biozesilovače

### 5.3.1 Kalibrace

Před samotným měřením byla provedena kalibrace všech biozesilovačů dle blokového schématu na Obr. 37. Blok *g.USBamp* slouží pro zadání sériového čísla biozesilovače, blok *Calibration* slouží pro zkalibrování zesilovače. Po provedení kalibrace se offset jednotlivých kanálů použitých biozesilovačů pohyboval v rozmezí -20 až 20  $\mu\text{V}$ .



Obr. 37 – Blokové schéma pro měření impedance



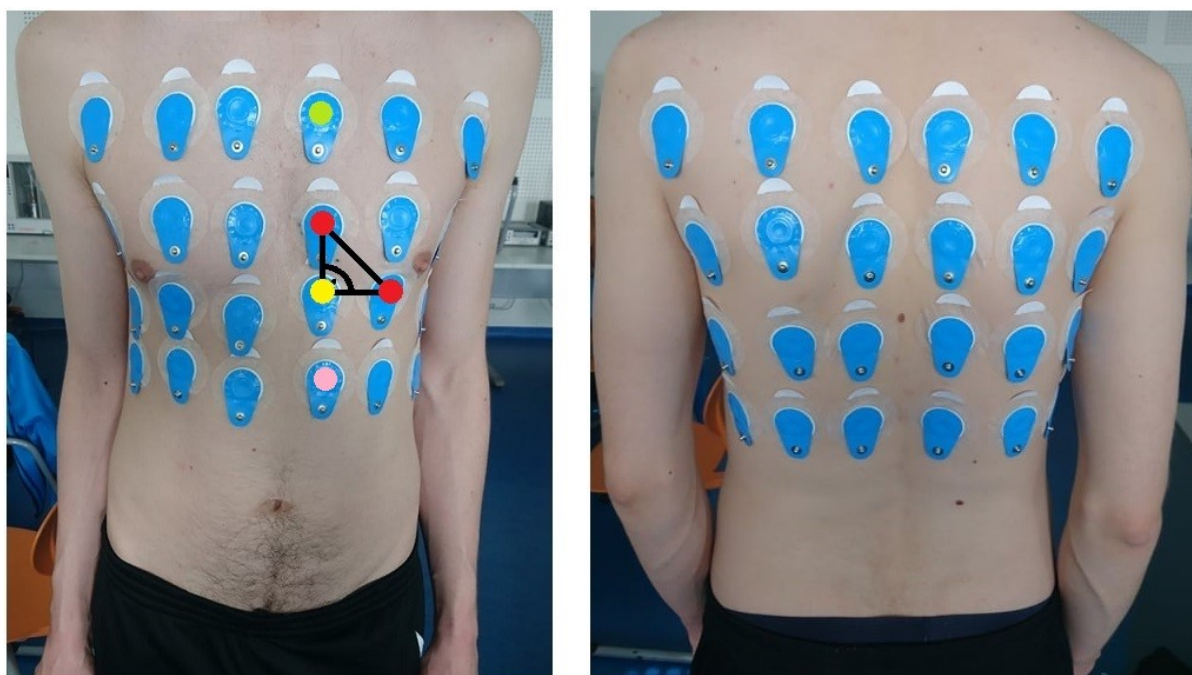
## 6. Experimentální měření srdeční aktivity

Kapitola obsahuje podrobný popis průběhu měření, systém rozmístění elektrod a důvody pro jeho rozložení. Měření plošné elektrické aktivity srdce bylo provedeno 3 dobrovolníky. Jednalo se o osoby mužského pohlaví ve věku 25-27 let bez diagnostikované srdeční poruchy. Plošnému měření předcházelo zkušební měření pro zjištění základních principů nastavení biozesilovačů, primárně změny hodnot filtrů biozesilovače a vyvarování se chyb při dalších měřeních.

Pro snímání byly použity jednorázové plovoucí elektrody společnosti Ambu, konkrétně typ Blue Sensor L. Plovoucí elektrody eliminují změnu polarizačního napětí a jejich užití je nezbytné z hlediska polohy vyšetřovaného při měření (pozice vsedě). Jedná se o Ag/AgCl foamové elektrody předgelované tuhým gelem určené pro EKG vyšetření.

### 6.1 Rozložení elektrod

Vzhledem k tomu, že neexistuje standard pro rozmístění elektrod v rámci plošného mapování hrudníku jsem vycházel z teoretické a rešeršní části této práce, kde autoři většinou soustředí hustší rozložení elektrod na přední část trupu, případně pásu prekordia oproti zadní oblasti trupu z důvodu zisku hodnotnější informace v rámci elektrokardiografie. Jiné studie praktikují rovnoměrné rozložení elektrod pomocí hrudních pásů pro úsporu času při jejich aplikaci.



Obr. 38 – Rozmístění elektrod použité při laboratorních měřeních (24x2)

Orientačním bodem pro umístění elektrod na přední levé straně trupu mi byly konvenční pozice hrudních svodů V2 a V4. Poté jsem ze svodu V2 spustil pomyslnou svislici dolů a ze svodu V4 horizontální linii. V místě jejich protnutí jsem pak umístil další elektrodu (viz Obr. 38 žlutý bod). Nejvýše umístěná elektroda ve svislém směru umístění elektrody V2 byla usazena do oblasti 2 mezižebří (zelený bod). Elektroda umístěná ve zmíněném svislém směru nejnižší byla umístěna jako rozdíl vzdálenosti konvenčně umístěné elektrody V2 a elektrody umístěné pod ní (žlutý bod). Tímto způsobem došlo ke zisku 4 elektrod ve svislém směru po levé straně sternu. U všech elektrod došlo k zachování

horizontální linie a přenesení dalších elektrod do oblasti medioklavikulární čáry. Poté byl změřen horizontální rozdíl elektrod umístěných u sternu a elektrod umístěných v oblasti medioklavikulární čáry. Rozdíl byl pak přenesen do postranní – tímto způsobem došlo k osazení levé poloviny přední strany hrudníku. Pravá polovina byla osazena stejným způsobem, tím došlo k pokrytí přední části trupu.

Pro osazení zadní strany trupu byl přístup analogický s tím rozdílem, že byla zachována výška dle pomyslných horizontálních elektrodoých pásů na přední straně trupu. Orientačními body pro obvodové umístění byla skapulární a paravertebrální čára. Došlo k odměření rozdílu jejich vzdáleností a přenesení elektrod do postranních oblastí zad.

## 7. Předzpracování signálu

Kapitola úzce souvisí s předchozí kapitolou popisující experimentální měření, avšak popisuje vliv digitální filtrace biozesilovače na signál a následné zpracování v interaktivním programovém prostředí MATLAB. Výstupem je filtrovaný signál vhodný pro modelování a demonstraci plošné elektrické aktivity srdce.

### 7.1 Filtrace signálu

Nastavení mezní frekvence digitální filtrace, kterou disponují biozesilovače g.tec se odvíjí od hodnoty vzorkovací frekvence. Dle vzorkovacího teorému musí být vzorkovací frekvence minimálně dvojnásobná oproti nejvyšší frekvenci užitečného signálu, avšak v praxi se užívají hodnoty čtyř až pětinašobně vyšší. Vzorkovací frekvenci jsem v prvopočátku volil dle teoretických poznatků o spektru EKG signálu a vzorkovacím teorému na hodnotu 600 a 1200 Hz dle testování mezních hodnot filtru.

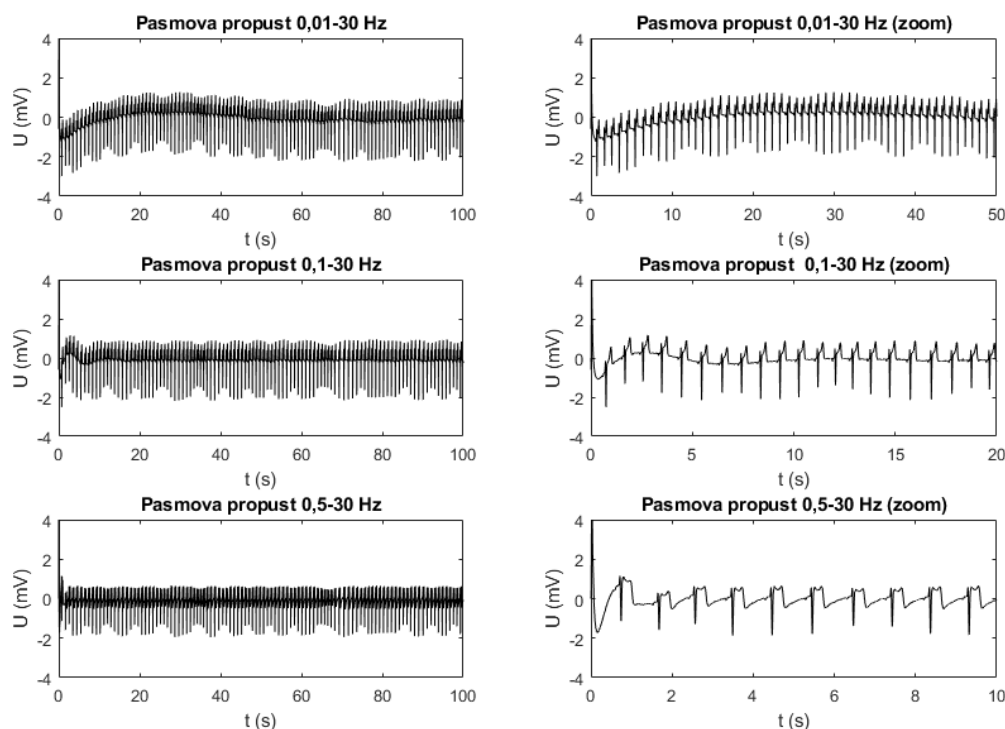
V průběhu jednotlivých měření jsem zaznamenal řadu technických a biologických artefaktů, rozebraných v podkapitole 2.2.3. Podstatou validního záznamu bylo sledování průběhu všech 48 kanálů bez přítomnosti viditelných artefaktů (kontaktní šum elektroda/pokožka).

#### 7.1.1 Volba dolní mezní frekvence pásmové propusti filtru biozesilovače

Součástí biozesilovače g.tec je možnost nastavení digitální filtrace před snímáním požadovaného signálu. Jedná se o pásmové propusti Čebyševova filtru 6 nebo 8. řádu s možností nastavení mezních frekvencí, a to na hodnoty 0,01-0,1-0,5-2-5 Hz.

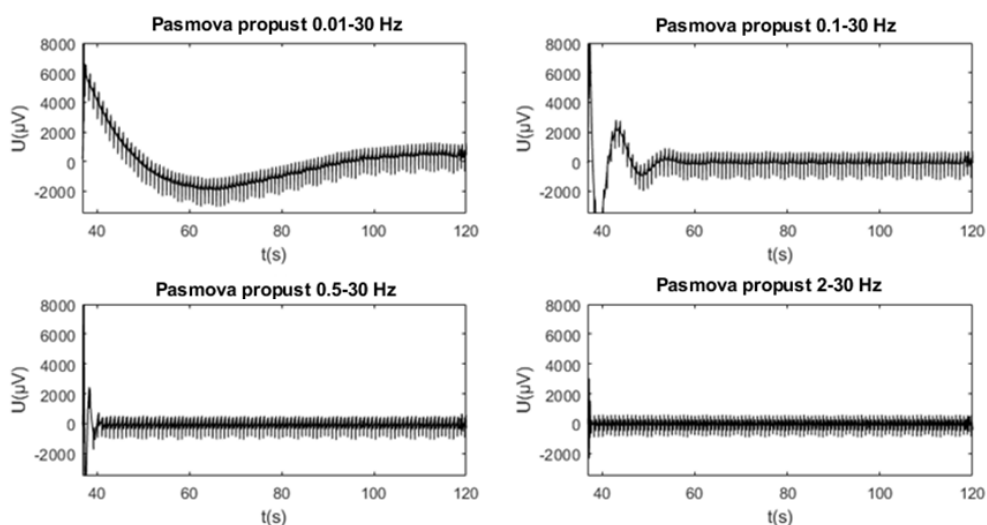
Vzhledem k tomu, že nejnižší užitečná složka EKG signálu je dána tepovou frekvencí, byl výběr z možných frekvencí volen pouze na 0,1 a 0,5 Hz při hodnotě horní mezní frekvence 30 Hz z důvodu eliminace vysokofrekvenčního rušení. Dle směrnice AHA je mezní kmitočet doporučen na hodnotu 0,67 Hz, což odpovídá 40 tepům za minutu. Frekvence 2 Hz značně překračuje běžnou hodnotu klidové tepové frekvence.

V první řadě má nastavení dolní mezní frekvence vliv na dobu trvání ustálení signálu při započítání snímání, což souvisí s přechodovým jevem biozesilovače. Daný úsek je značně zkreslen kolísáním odvíjejícího se od dolní meze frekvence digitální filtrace biozesilovače. Doba trvání pro jednotlivá frekvenční pásma je znázorněna na obr (Obr. 39).



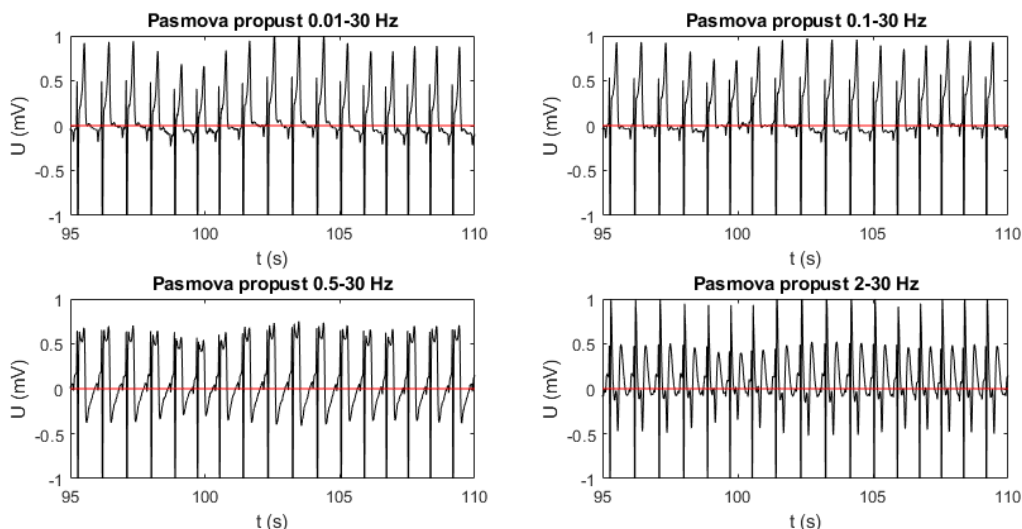
Obr. 39 – Doba ustálení signálu po spuštění snímání v závislosti na mezní frekvenci pásmové propusti biozesilovače (vlevo celý záznam, vpravo počáteční část záznamu pro znázornění kolísání).

Jedním z častých artefaktů byl kontaktní šum elektrody způsobený ztrátou kontaktu mezi elektrodou a pokožkou či špatným kontaktem mezi vodičem a elektrodou. Kontaktní šum značně převyšoval hodnoty amplitudy snímaného signálu a znemožňoval tak detekci EKG signálu. Eliminace tohoto artefaktu byla řešena mechanickým přitlačením vodiče s elektrodou proti pokožce, případně přelepení elektrody v místě spoje s vodičem izolační páskou. Při mechanickém kontaktu s elektrodou dochází k narušení polarizačního napětí, který je charakterizován dobou ustálení neboli přechodovým jevem. Doby trvání přechodového děje při mechanickém kontaktu s elektrodou pro jednotlivá frekvenční pásma jsou znázorněna na Obr. 40, ze kterého je patrná delší doba ustálení při nižší mezní frekvenci.



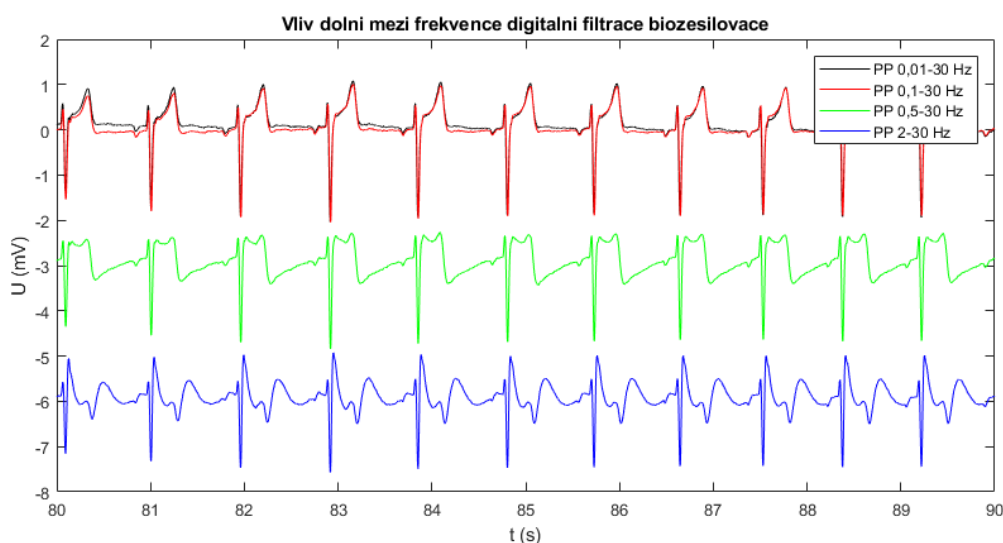
Obr. 40 – Srovnání doby přechodového děje při mechanickém narušení polarizačního napětí libovolného svodu.

Při změně časového měřítka jsou ze záznamu viditelné pohybové artefakty doprovázené artefakty způsobené dýcháním. Eliminace (útlum) pomalých změn je ze záznamu patrný při hodnotě dolní mezní frekvence 0,5 a 2 Hz, což značně převyšuje klidovou frekvenci dýchání.



Obr. 41 – Znázornění kolísání izolinie při změně dolní mezní frekvence (0,01-0,1-0,5-2 Hz, červeně izoelektrická linie)

Při analýze vlivu dolní mezní frekvence na EKG signál z hlediska zachování užitečné informace byl zaznamenán významný artefakt způsobený nastavením dolní mezní frekvence pro hodnoty 0,5 a 2 Hz. Dochází k fázové změně morfologie nízkofrekvenční složky úseku ST, vlny T a absence izolinie (Obr. 42). Signál znehodnocený tímto způsobem není možné diagnosticky hodnotit.



Obr. 42 – Znehodnocení snímaného EKG signálu při dolní mezní frekvenci 0,5 Hz a 2 Hz

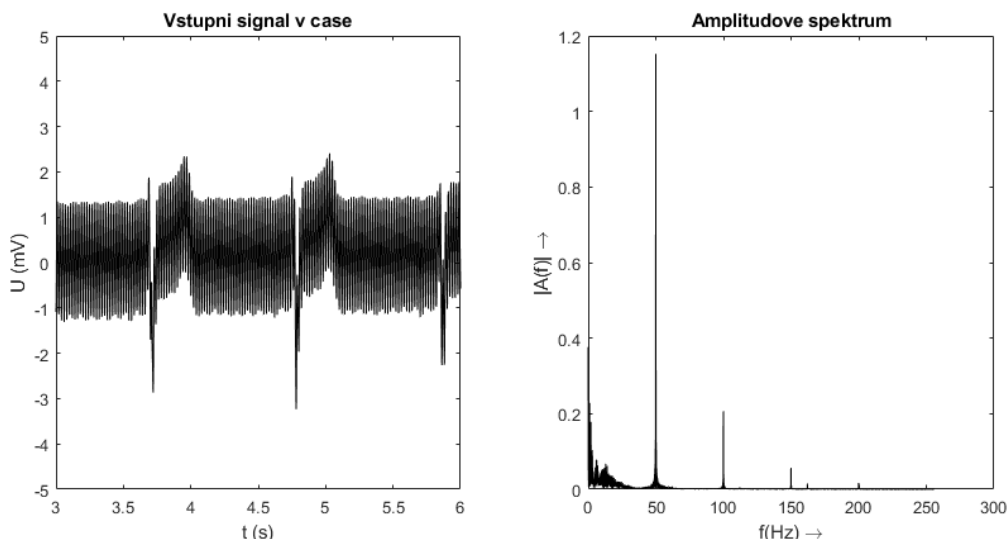
Finální hodnotu digitálních filtrů biozesilovače dolní mezní frekvence jsem volil na hodnotu 0,1 Hz, protože nedochází ke zkreslení nízkofrekvenčních složek signálu. Naopak došlo k významnému omezení nízkofrekvenčních artefaktů při srovnání s mezní dolní frekvencí 0,01 Hz.

### 7.1.2 Volba horní mezní frekvence pásmové propusti filtru biozesilovače

Horní mezní frekvence pásmové propusti digitálního filtru biozesilovače lze nastavit na hodnoty 30-60-100-200-250 Hz. Horní mezní frekvence 30 Hz je nízká a překrývá značnou část spektra QRS komplexu. Typicky hodnoty horní mezní frekvence leží v oblasti do 100 Hz (v praxi lze běžně o

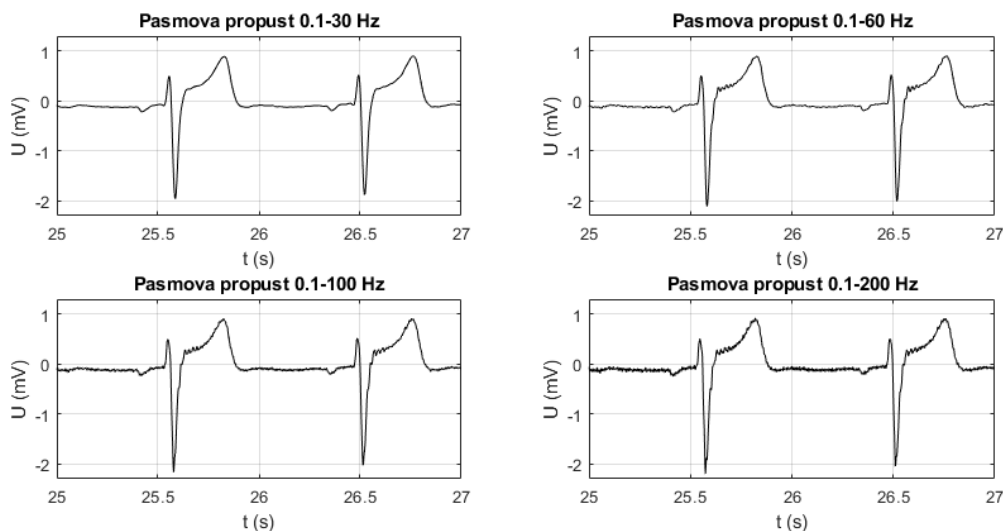
hodnotu do 45 Hz) [21]. V posledních letech se řada studií zabývala možností využití vysokofrekvenčního EKG mezi 150 a 250 Hz pro diagnostiku prodělaného infarktu myokardu. [20]

Prvním krokem bylo vyhodnocení záznamu s aktivní digitální filtrací typu horní propust s mezní frekvencí 0,01 Hz pro eliminaci nízkofrekvenčního rušení dle předchozích zjištění (7.1.1). Z amplitudového spektra EKG záznamu lze pozorovat periodický šum o základní frekvenci rovné 50 Hz, jedná se o vyšší harmonické frekvence síťového rušení. Časový průběh svodu V2 včetně jeho amplitudového spektra je zobrazen na Obr. 43.



Obr. 43 – Průběh svodu V2 v čase včetně amplitudového spektra (aktivní pouze digitální horní propust biozesilovače 0,1 Hz)

Dalším krokem při analýze vlivu síťového rušení na průběh EKG signálu byla aktivace digitálního filtru síťového rušení (50 Hz). Souběžně jsem aktivoval horní mezní frekvence pásmové propusti na hodnoty 30, 60, 100 a 200 Hz. Výsledný průběh signálu v čase je znázorněn na Obr. 44.

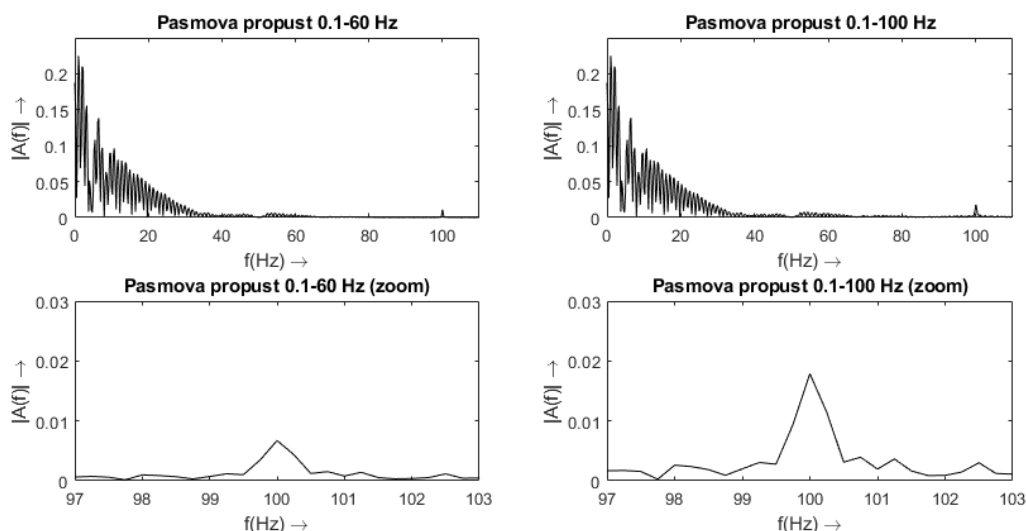


Obr. 44 – Vliv horní mezní frekvence digitální filtrace biozesilovače na průběh signálu v čase (aktivní digitální pásmová propust i notch filtr, svod V2)

Horní mezní frekvence 30 a 200 Hz byla zavržena rovnou, mají pouze demonstrovat vliv těchto mezních frekvencí na výsledný záznam.

Z vyobrazených záznamů (Obr. 44) je patrný pozůstatek síťového rušení a jeho harmonických v celém průběhu záznamu v pásmech 0,01-100 a 200 Hz. Dalším poznatkem jsou přítomné oscilace

v oblasti bodu J přítomny v záznamech s horní mezní frekvencí 60 Hz výše. Při srovnání amplitudových spekter záznamů s horní mezní frekvencí 60 Hz a 100 Hz je zřejmé, že digitální filtry dostatečně nepotlačí 100 Hz složku (zejména filtr s mezní frekvencí 100 Hz), která je přítomna v obou záznamech (Obr. 45).



Obr. 45 – Amplitudová spektra svodu V2 s aktivním filtrem síťového rušení (50 Hz) a pásmové propusti s dolní mezní frekvencí 0,1 Hz a horní mezní frekvencí 60 a 100 Hz nahoře (dole pouze zoom pro znázornění 100 Hz rušení)

Finální hodnotu digitálního filtru biozesilovače horní mezní frekvence jsem volil na hodnotu 100 Hz, a to ze dvou důvodů. Prvním důvodem je přítomnost oscilací v oblasti bodu J i ve frekvenčním pásmu 0,1-60 Hz (Obr. 44). Druhým důvodem je, že měření plošné elektrické aktivity srdce bude probíhat ve statické poloze, nepředpokládá se tedy rušení myopotenciály, a to i s ohledem na rozložení elektrod.

### 7.1.3 Vyhazení oscilací

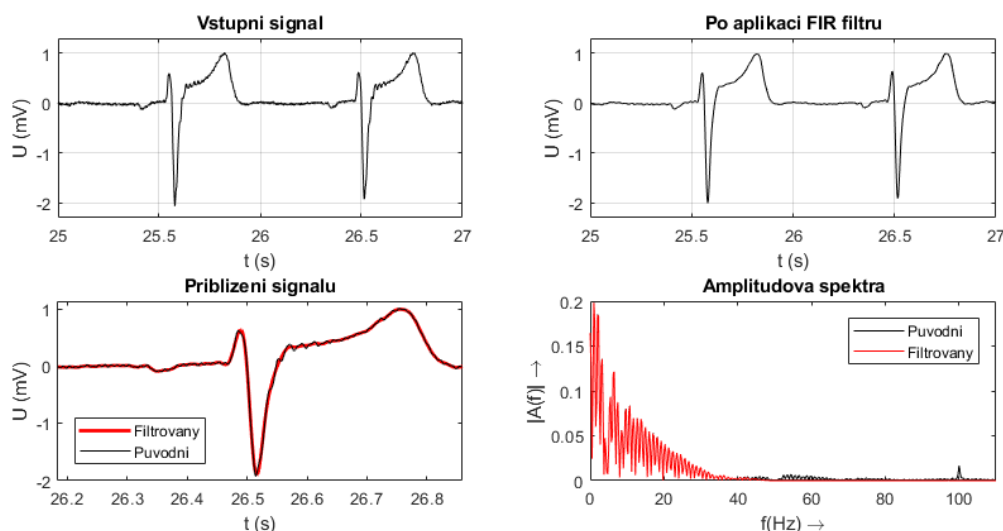
V dalším kroku jsem na signál aplikoval digitální filtr dolní propust, pro potlačení oscilací přítomných v bodě J. Vzhledem k tomu, že filtrace probíhala „offline“, použil jsem filtr vyššího řádu. Na signál jsem aplikoval lineární digitální FIR filtr. Výhodou FIR filtrů je lineární fázová frekvenční charakteristika, při které dochází ke skupinovému zpoždění signálu. Nedochází ke zkreslení tvaru časové řady, protože se zpoždění projeví na každé harmonické složce. FIR filtry jsou nerekurzivní, tedy vždy stabilní, avšak nemají tak strmou charakteristiku jako filtry IIR. [29]

Pro návrh filtru jsem v MATLABu využil funkci  $\text{fir1}(n, Wn, ftype)$ , kde  $N$  vyjadřuje řád filtru,  $Wn$  odpovídá normované frekvenci v intervalu  $< 0,1 >$  dle použité vzorkovací frekvence. Jedná se o okénkovou metodu, která defaultně náleží Hammingovo okno (Hamming window). Definice Hammingova filtru: [23]

$$w(n) = 0,54 - 0,46 \cdot \cos\left(2\pi \frac{n}{N}\right), 0 \leq n \leq N \quad (9)$$

kde  $N$  je řád filtru a  $n$  jeho délka. Po průchodu signálu filtrem vzniká zpoždění, které je třeba pro srovnání s původním signálem kompenzovat o  $(n-1)/2$ , přičemž  $n$  odpovídá impulzní charakteristice daného filtru. Pro filtraci jsem použil výše zmíněný typ filtru dolní propust FIR Hammingovo okno s mezní frekvencí 45 Hz, protože jsem při laboratorních měřeních pracoval pouze s dobrovolníky bez diagnostikované srdeční choroby.

Po aplikaci filtru došlo k vyhlazení přítomných oscilací způsobené síťovým rušením a jeho vyšších harmonických složek. Výsledný záznam je zobrazen na Obr. 46.



Obr. 46 – Signál před aplikací digitální filtrace (nahore vlevo), po aplikaci FIR filtru (nahore vpravo), přiblížení do oblasti zájmu původního a filtrovaného signálu (vlevo dole), jejich amplitudová spektra jsou znázorněna vpravo dole.

## 7.2 Korekce izoelektrické linie

Posledním krokem při filtraci snímaného signálu bylo potlačení kolísání izoelektrické linie, případně kompenzace přítomného driftu. Mezi obecné principy při řešení problému s kolísající izolíní patří řada metod (nulování spektrálních čar, interpolační metody, FIR filtry...) používající se dle typu zkreslení (lineární, nelineární, periodické...).

K řešení problému jsem primárně vycházel ze studie *Total Removal of Baseline Drift from ECG Signal*, kde autoři použili způsob založený na znalosti mediánu (celého úseku vybraného signálu, intervalového R-R) a trendu sledovaného signálu. Autoři metodu testovali na 125 záznamech dlouhých 10 vteřin, které získali z databáze CSE ECG. [24][25]

Prvním krokem je výpočet mediánu vybraného úseku již vyhlazeného úseku (7.1.3), který je od signálu následně odečten, čímž dojde ke snížení středního posunu driftu. Výsledný průběh signálu znázorněn na Obr. 47



Obr. 47 – Snížení středního posunu driftu. Původní signál nahore včetně mediánu hodnoty daného úseku, dole znázorněn výsledný signál po odečtení mediánu.

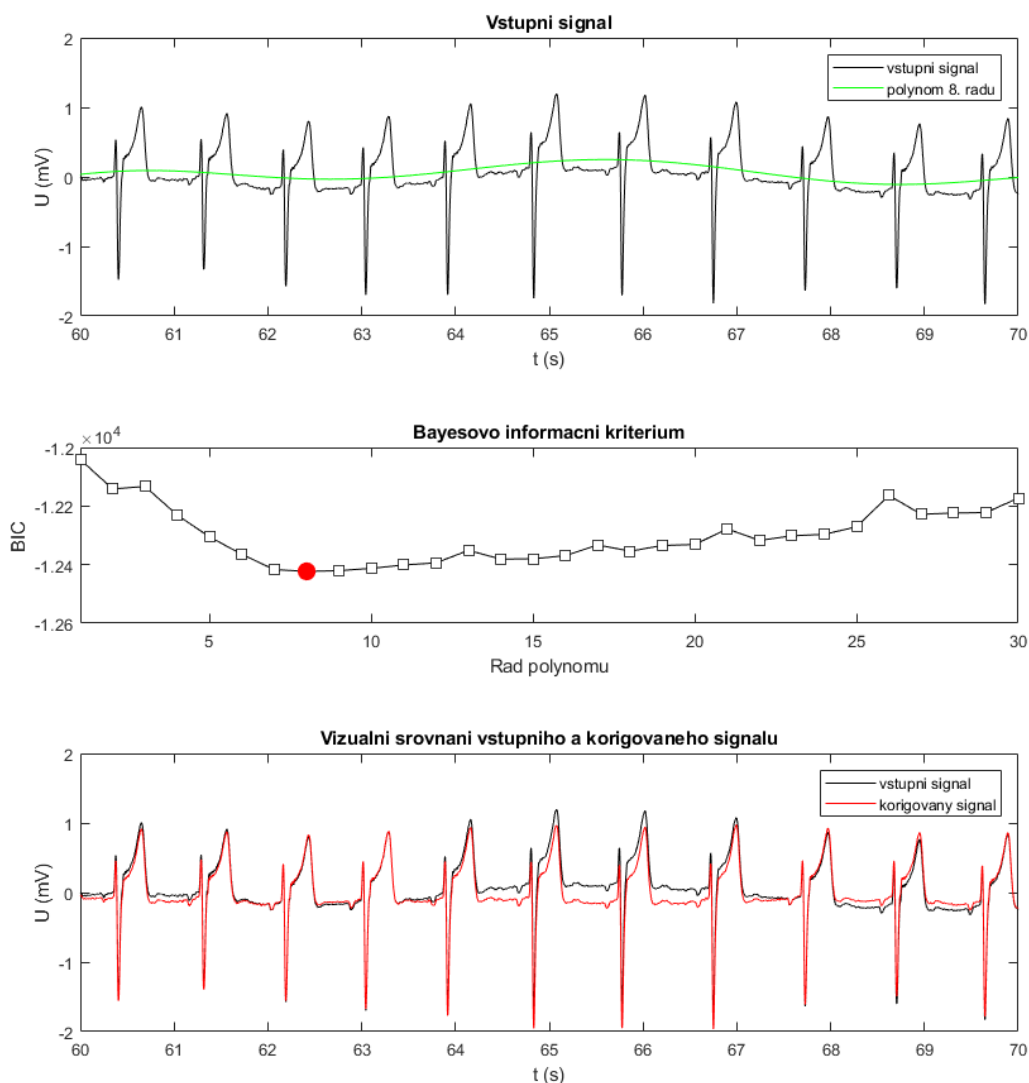


Druhý krok je založen na bázi polynomiální regrese a primárně slouží k potlačení nelineárního průběhu izoelektrické linie, respektive k potlačení nízkofrekvenčního rušení.

K řešení jsem použil již předdefinované funkce *polyfit* a *polyval* z knihovny MATLAB. První ze zmíněných funkcí vrací aproximační koeficienty polynomu  $n$ -tého řádu, které jsou vypočteny metodou nejmenších čtverců. Výsledné koeficienty pak odpovídají sestupnému tvaru rovnice dle:

$$p(x) = p_1x^n + p_2x^{n-1} + \dots + p_nx + p_{n+1} \quad (10)$$

Vypočtené kořeny jsou vstupem do funkce *polyval*, která vrací funkční hodnoty aproximačního polynomu ve všech prvcích nezávislé proměnné, což aproximuje trend původního signálu dle předpisu rovnice (10). Odečtením těchto funkčních hodnot dojde k potlačení kolísání izoliny, po kterém následuje opětovné odečtení nově získaného intervalového mediánu podobně jako v předchozí fázi. Tyto operace byly prováděny na vybraném záznamu dlouhém 10 vteřin, podobně jako ve studii zabývající se odstraněním driftu [25]. Vybraný signál je rozšířen na jeho konci i začátku kvůli možnému vzniku okrajových jevů signálem o amplitudě mediánu daného signálu.



Obr. 48 – Korekce kolísání izoliny. Nahoře vstupní signál, uprostřed výsledná hodnota BIC dle řádu polynomu

Auťori ve své studii explicitně aplikovali proložení EKG záznamu polynomem 4. řádu. Nicméně já jsem k volbě hodnoty řádu polynomu přistoupil algoritmicky na základě Bayesova informačního

kritéria (BIC). Kritérium je založeno na minimalizaci reziduální složky a penalizaci nadměrného počtu regresivních parametrů v modelu, čímž nedochází k tzv. overfittingu (vysoká kompatibilita).

Při praktické aplikaci dochází k proložení záznamu jednotlivého svodu (10 vteřinový úsek) polynomem 1. až 40. řádu dle Bayesova informačního kritéria:

$$BIC = n \ln(\epsilon) + k \ln(n) \quad (11)$$

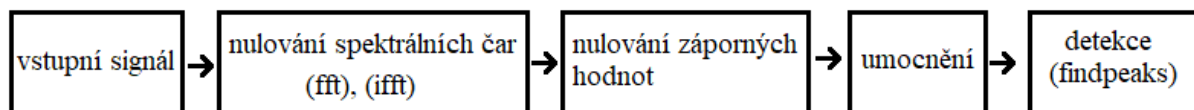
kde  $\epsilon$  je definováno jako reziduální součet čtverců, který odpovídá druhé mocnině rozdílu mezi pozorovanou (EKG záznam) a teoretickou hodnotou (funkční hodnoty konkrétního polynomu). Reziduální složka představuje minimalizační kritérium metody nejmenších čtverců, tzn. se snižující se výslednou hodnotou dochází k důvěryhodnější aproximaci záznamu.

$$\epsilon = n^{-1} \sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - y_i)^2 \quad (12)$$

Druhý člen rovnice Bayesova kritéria penalizuje počet nadměrný počet regresivních parametrů modelu (řád polynomu). Čím nižší je hodnota BIC, tím nižší je reziduální složka modelu. Pro reprezentaci byl účelně vybrán záznam obsahující kolísání izolinie způsobené hlubokou ventilací. Výsledný průběh signálu před korekcí a po korekci je znázorněn na Obr. 48.

Posledním krokem algoritmu je tzv. mediánová intervalová korekce v rámci jednotlivých srdečních revolucí. Podstatou je správně detekovat R-R intervaly, vypočítat jeho medián a následně ho odečíst od daného intervalu.

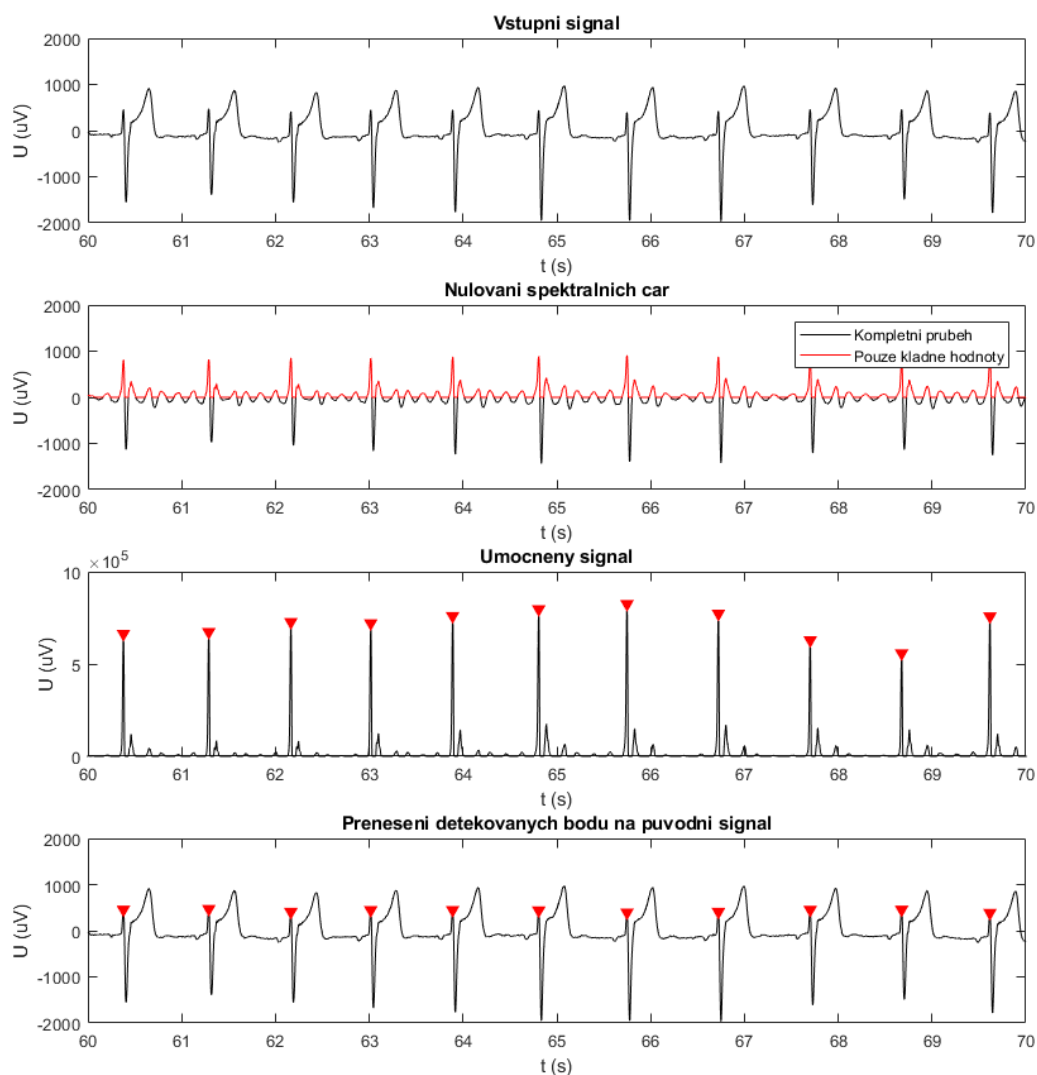
Vzhledem k tomu, že se jedná pouze o detekci R kmitu, použil jsem k detekci následující algoritmus Obr. 49. Při návrhu algoritmu jsem vycházel z toho, že signál přivedený na vstup je již předupravený, o délce trvání 10 vteřin s vzorkovací frekvencí 600 Hz.



Obr. 49 – Algoritmus použitý při detekci R-R intervalů

V první fázi dochází k nulování spektrálních čar dle teoretických poznatku o spektru EKG signálu, kde kladné vlny P a T náleží spektru do 10 Hz. Signál je transformován na spektrum pomocí rychlé Fourierové transformaci použité v dřívější kapitole při analýze spektra (7.1). Následně je nulováno prvních  $n + 1$  (stejnoseměrná složka) a posledních  $n$  členů amplitudového spektra, odpovídající mezní frekvenci 10 Hz. Poté dochází k rekonstrukci nově získaného signálu pomocí implementované funkce *ifft* inverzní Fourierovy transformace. Výsledný průběh nově získaného signálu je na Obr. 50 v druhém okně od shora. Souběžně s ním je červeně znázorněna pouze kladná část signálu, protože je detekován pouze R kmit, nikoli celý QRS komplex.

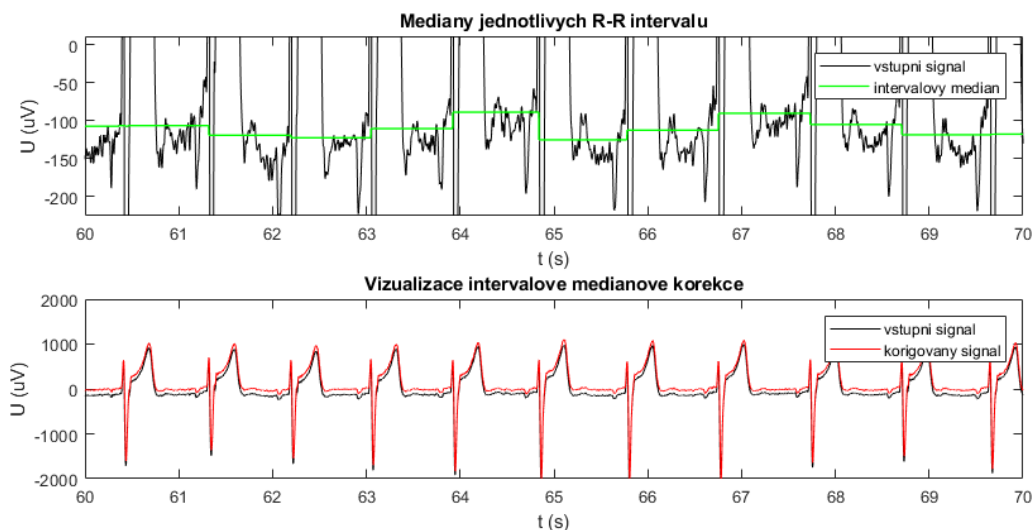
Následně je signál umocněn pro zvýšení rozdílu mezi vrcholem R kmitu a přítomnými kladnými složkami, což usnadní výslednou detekci. K detekci vrcholů byla použita knihovní funkce MATLABu *findpeaks*. Vstupními argumenty do této detekční funkce lokálních maxim je minimální vzdálenost pro hledání unikátního maxima odpovídající počtu vzorků a minimální prahová hodnota pro vyhodnocení nového maxima na daném intervalu. Prahová hodnota byla nastavena na 60 % maximální hodnoty z již umocněného signálu. Intervalová vzdálenost byla nastavena na počet vzorků odpovídající půl vteřině při dané vzorkovací frekvenci. Výsledný průběh již detekovaného signálu znázorněn na posledním řádku Obr. 50.



Obr. 50 – Jednotlivé kroky chronologicky od shora dolů při detekci R-R intervalů.

Navržený algoritmus byl testován na záznamu získaném z provedeného plošného elektrokardiografického měření a vizuálně překontrolován, došlo k úspěšné detekci všech R-R intervalů na všech 48 svodech.

Posledním krokem v rámci korekce izoliny bylo odečtení hodnoty mediánů každého detekovaného R-R intervalu. Úsek před prvním a úsek za posledním detekovaným intervalem byl upraven odečtením hodnoty sousedního intervalového mediánu. Výsledná operace je znázorněna na Obr. 51, kde horní box reprezentuje mediány detekovaných intervalů a ve spodním boxu je vykreslen vstupní signál a korigovaný signál.

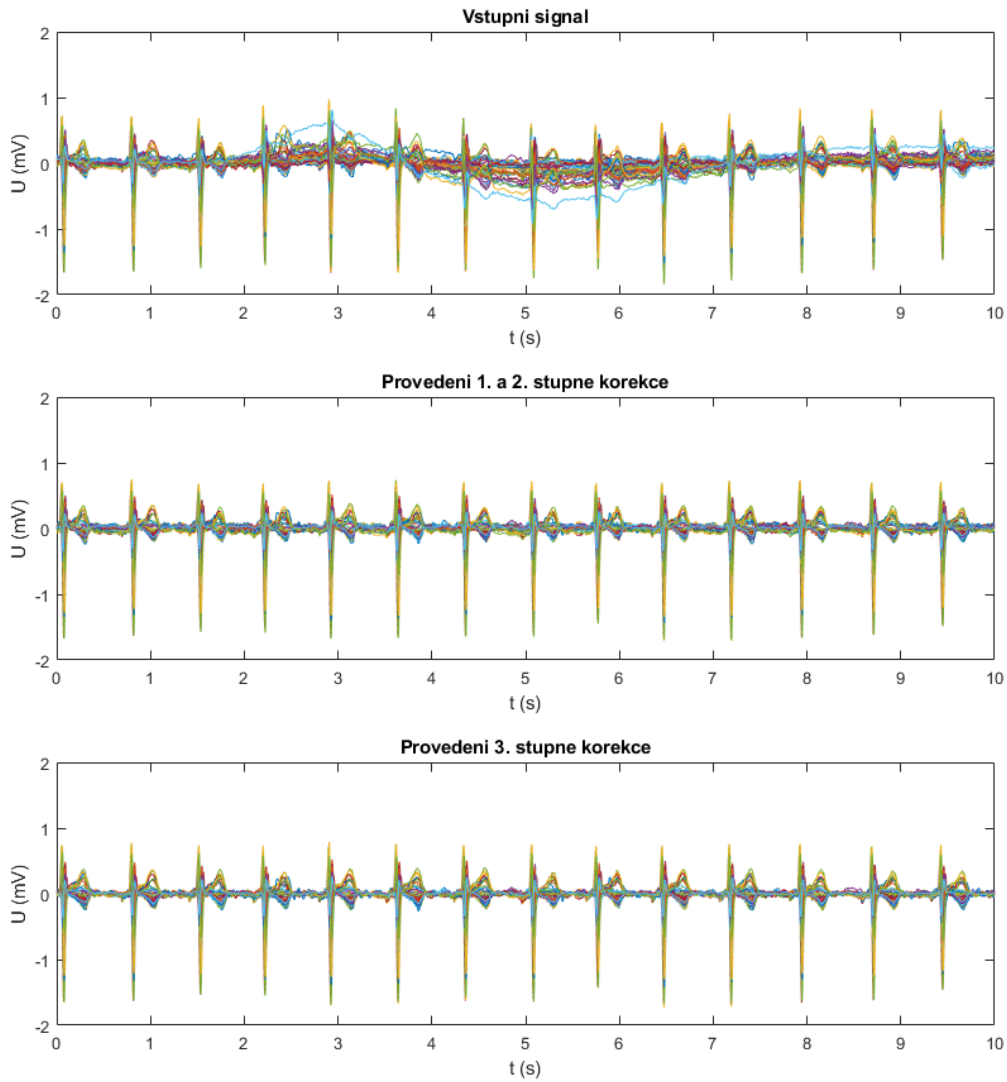


Obr. 51 – Odečtení úsekových mediánů v rámci detekovaných R-R intervalů.

Výše použité matematické operace (7.1.3, 7.2), které jsou prezentovány na reprezentativním svodu V2 byly aplikovány na signál získaný z plošného měření elektrické aktivity srdce. Výsledný průběh signálu všech 48 svodů získaný z biozesilovače, na který byl aplikovaný digitální dolnoproustný FIR filtr s mezní frekvencí 45 Hz je znázorněn na Obr. 52 nahoře.

V okně uprostřed je znázorněn průběh signálu po snížení středního posunu driftu a korekci izoelektrické linie pomocí polynomiální regrese. Z průběhu je patrná eliminace nízkofrekvenční složky způsobené pohybovými artefakty, které mají vliv na elektrochemické děje rozhraní pokožky a elektrody.

Posledním, ale velmi významným krokem je mediánová korekce v rámci jednotlivých R-R intervalů. Vzhledem k vysokému počtu použitých svodů při plošném snímání, které jsou následně prezentovány formou potenciálových map by mohlo dojít ke zkreslení významných událostí, které nabývají nižších potenciálových hodnot.

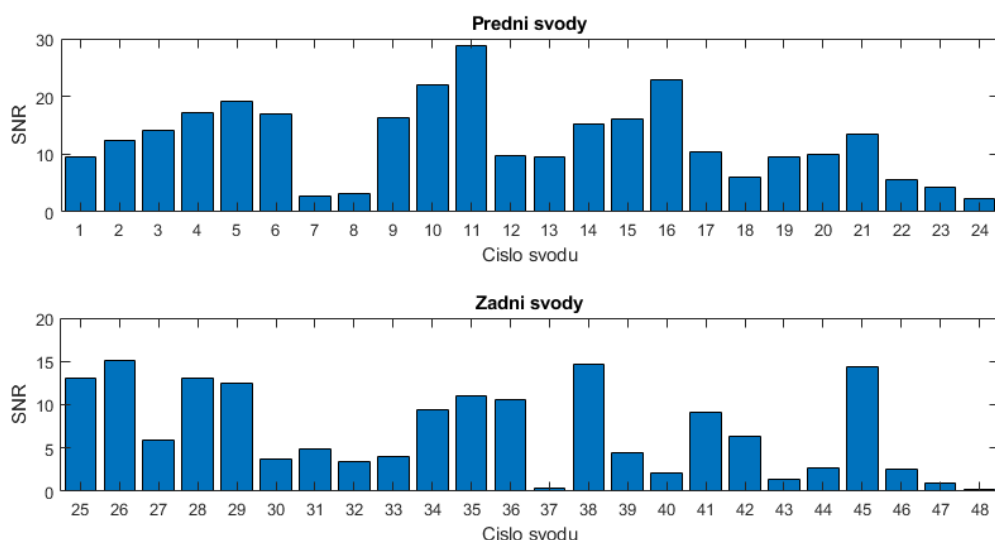


Obr. 52 – Aplikace výše popsaných kroků na vstupní signál (všech 48 svodů).

Pro prezentaci výše popsaných operací na konkrétních svodech získaných z plošného snímání jsem přistupoval na základě odstupů signálu od šumu (SNR – signal to noise ratio):

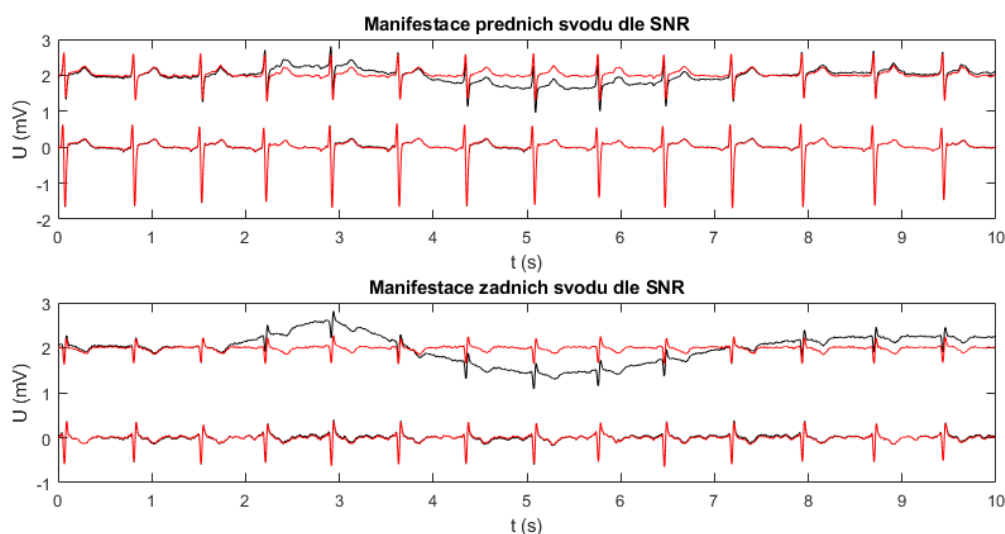
$$SNR = 10 \cdot \log \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x(i)_{\text{signál}}^2}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y(i)_{\text{šum}}^2} \quad (13)$$

Kde signálu  $x(i)$  odpovídá signál získaný z biozesilovače po aplikaci dolnoproústného FIR filtru s mezní frekvencí 45 Hz. Šum v rovnici zastupuje rozdíl signálu  $x(i)$  a signálu po aplikaci operací v rámci korekce izoelektrické linie (mediánová korekce, polynomiální regrese, intervalová mediánová korekce). Výkonový poměr byl vypočítán pro všech 48 svodů a následně znázorněn Obr. 53.



Obr. 53 – Výsledné hodnoty SNR jednotlivých svodů (dle Obr. 55)

Na základě získaných výkonových poměrů jednotlivých svodů byly vybrány dva svody z přední i zadní strany trupu s maximální a minimální hodnotou odstupů signálu od šumu. Tímto způsobem graficky prezentují vliv použitých matematických operací na jednotlivé svody a případnou míru jejich zkreslení (Obr. 54). Vrchní okno manifestuje svody z hrudníku pacienta, konkrétně svod 11 a 24 (nejvyšší a nejnižší míra SNR). Podobně je tomu u spodního okna, které vyobrazuje průběhy svodů 26 a 48. Červený signál odpovídá signálu po aplikaci všech výše zmíněných operací korekce izolinie.

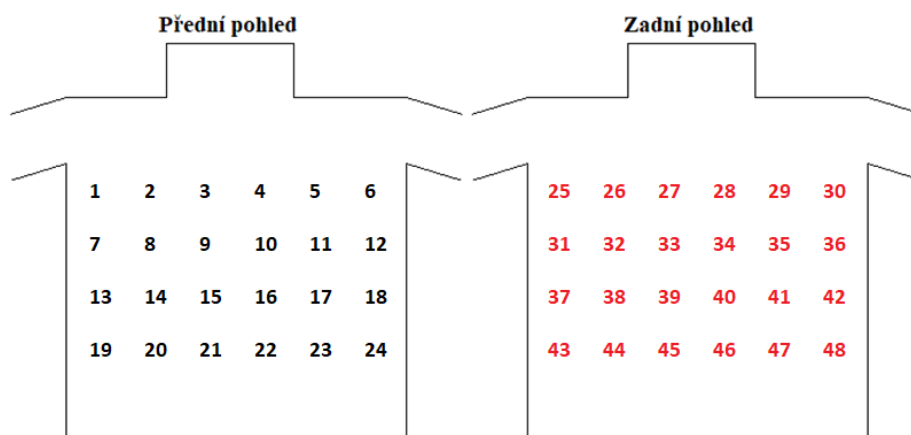


Obr. 54 – Prezentace svou dvou předních a zadních svodů dle extrémních hodnot SNR

## 8. Modelování plošné srdeční aktivity

V kapitole popisují postup k tomu, jakým způsobem jsem přistupoval k vytváření dvojrozměrného a třírozměrného modelu pro prezentaci potenciálových map. Vstupní data jsou již filtrovaná viz kapitola 7.

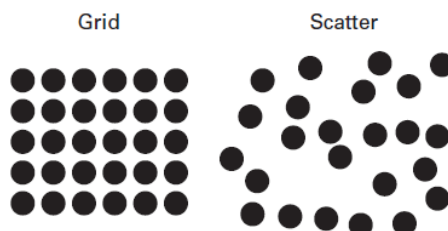
Pro snadnou orientaci jsem v rámci plošného snímání jednotlivým svodům přiřadil pořadová čísla znázorněna na Obr. 55. Barevné označení čísel opět koresponduje s černým označením pro přední stranu modelu, červené naopak označuje zadní stranu modelu. Čísla byla volena od hodnoty 1, kde poslední číslo odpovídá celkovému počtu aktivních elektrod, konkrétně zde číslu 48. Měření probíhalo unipolárně vůči referenční elektrodě umístěné na pravé dolní končetině, tj. v dostatečné vzdálenosti od místa snímání aktivních elektrod. Zemnicí elektroda byla umístěna na levý bok.



Obr. 55 – Číselné označení jednotlivých svodů pro možnou orientaci

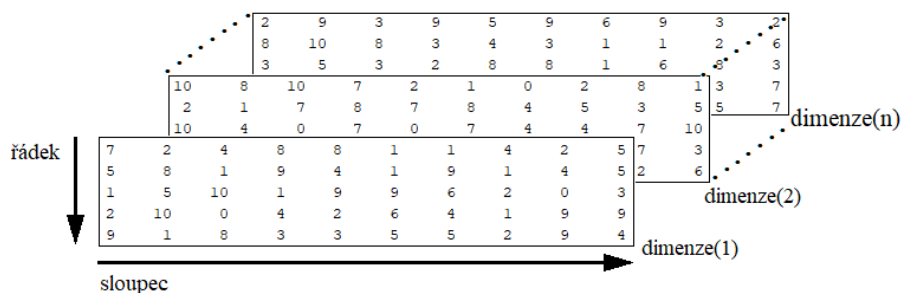
### 8.1 2D model

Prvním krokem pro vytvoření vizuálně reprezentativního 2D modelu plošné elektrické aktivity srdce bylo vytvoření multidimenzionální matice. Úvaha rovnoměrného rozmístění elektrod okolo tropu umožňuje nahrát jednotlivé svody do pravidelné mřížky (grid data), tj. matice o rozměrech  $5 \times 10$  bodů odpovídající horizontálnímu a vertikálnímu rozmístění elektrod.



Obr. 56 – Rozlišení mezi pravidelně (grid) a nepravidelně rozptýlenými (scatter) daty [24]

Dimenze matice odpovídá jednotlivým vzorkům signálu v čase. V případě vteřinového záznamu při konečné vzorkovací frekvenci 600 Hz, tedy 600 signálovým vzorkům bude matice nabývat 600 dimenzí.

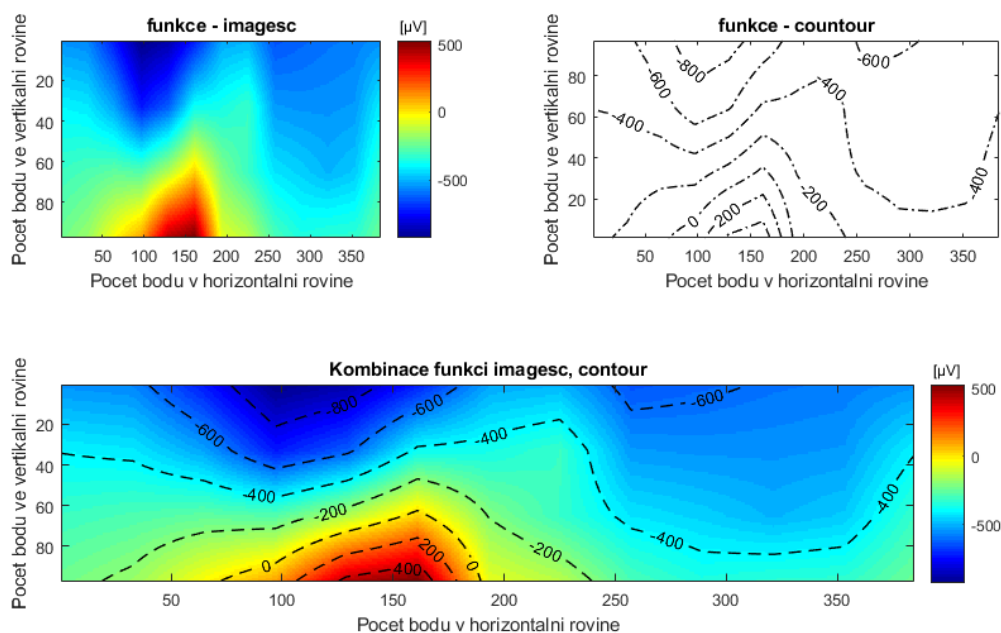


Obr. 57 – Multidimenzionální matice

Grafická reprezentace potenciálové mapy spočívá v přiřazení barevné hodnoty z předem definované škály barev jednotlivým prvkům v matici (hodnotě potenciálu). V MATLABu k tomuto účelu slouží primárně dvě funkce – *contour*, *imagesc*.

Funkce *imagesc* slouží primárně pro převod číselné matice do formy obrazových dat, respektive přiřazuje barvu (z vybrané palety barev) jednotlivým hodnotám v matici. Výstup této funkce po aplikaci na matici rozměrech 97 řádků a 384 sloupců je znázorněn na Obr. 58 vlevo nahoře.

Funkce *contour* slouží pro vykreslení grafů ve formu izoliní, tj. čar ohraničujících místa se stejnými (respektive přibližnými) hodnotami – dle počtu hladin. Výsledný graf je znázorněn na Obr. 58 vpravo nahoře. Na stejném obrázku dole je znázorněna kombinace obou popsaných funkcí.















Obr. 58 – Prezentace funkcí *imagesc* nahoře vlevo, *contour* nahoře vpravo a jejich kombinace znázorněná dole.

Grafický výstup hodnot napětí je pro možné přiřazení přibližné napěťové hodnoty doplněn o barevnou stupnici (po pravé straně tzv. colorbar). Modré hodnoty odpovídají záporným potenciálům, červené kladným.

### 8.1.1 Potenciálová mapa

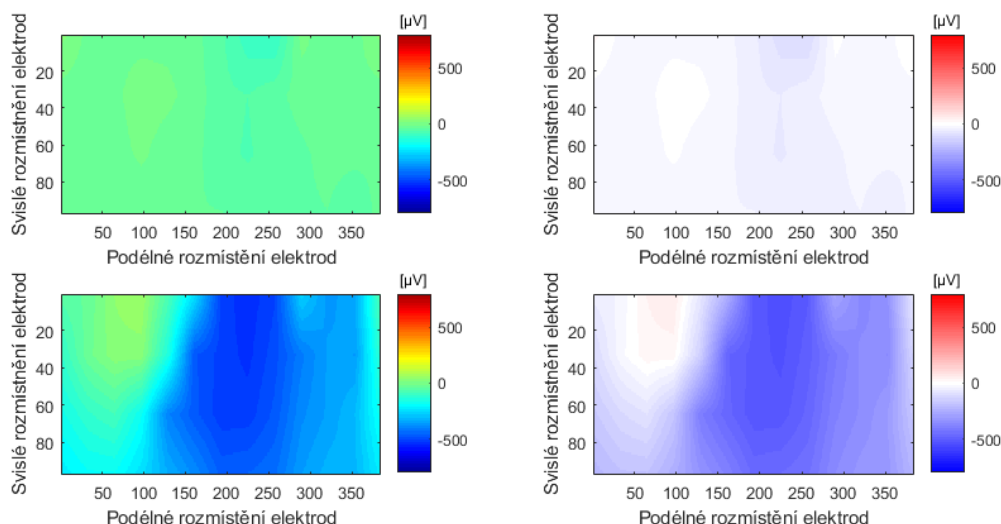
Funkce *imagesc* použitá pro přiřazení aktuálních hodnot potenciálů barevnou škálou z předem definované barevné palety.



Colormap Name	Color Scale	Colormap Name	Color Scale
parula		summer	
jet		autumn	
hsv		winter	
hot		gray	
cool		bone	
spring		copper	

Obr. 59 – Barevné palety

Mezi základní parametry barevných palet patří rozsah a počet hladin. Bez zadání vstupního rozsahu pracuje funkce s lokálním maximem a minimem, které přiřadí krajním mezím barevné škály. Nejběžnější je pro znázornění potenciálových map paleta jet, reprezentující modrou barvou minimální a červenou barvou maximální hodnoty. Barevná škála palety jet však mimo názorné krajní hodnoty obsahuje vzestupně tyrkysovou, zelenou, žlutou a oranžovou, ze kterých může být obtížné vizuálně kvantifikovat konkrétní hladinu potenciálu. Názorná ukázka na Obr. 60.



Obr. 60 – Srovnání navržené a defaultní palety (mapy v řádku mají stejné hodnoty potenciálů)

Pro jednoduchost jsem navrhl paletu obsahující pouze složku červené, modré a bílé. Uživatel volí rozmezí palety (minimální, maximální hodnotu) a počet hladin.

Nicméně vzhledem k tomu, že funkce *imagesc* lze kombinovat s funkcí *contour*, není nezbytně nutné kvantifikovat jemnější potenciálové rozdíly na základě barevných přechodů. K tomu lze jednoduše využít právě izolinie funkce *contour*.

### 8.1.2 Interpolace

Topografické mapování srdeční aktivity popisuje plošné šíření elektrických potenciálů na povrchu trupu generovaných srdcem. Označení pro výsledné potenciálové mapy bývá ECG BSPM neboli mapování srdečních potenciálů z povrchu těla. Podstata spočívá v iterativní interpolaci pro získání hodnot (aproximací) srdečních potenciálů na místech, kde nebyly elektrody umístěny.

V MATLABu se od verze 2006a využívá k interpolaci uspořádaných dat (grid data) dle rozměru zadaného formátu funkce *interp*. V případě interpolace dvourozměrného formátu dat je volána funkce *interp2*.

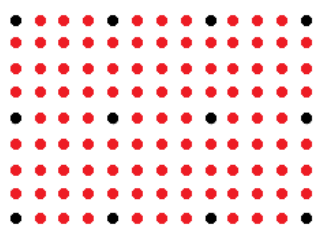
### 8.1.3 Metody interpolace

Funkce *interp2* poskytuje možnost výběru z pěti interpolačních metod pod názvy *linear*, *nearest*, *cubic*, *makima*, *spline*. Názvy jednotlivých interpolací napovídají způsobu jejich numerického řešení.

Defaultně je funkce nastavena na metodu *linear*. Využívá se principu lineární interpolace, po rozšíření matice dle faktoru jemnosti dochází k průměrování sousedních hodnot ve vertikálním, horizontálním a příčném směru. Hodnota v příčném směru je vypočtena jako průměrná hodnota čtyř původních okolních bodů. [27]

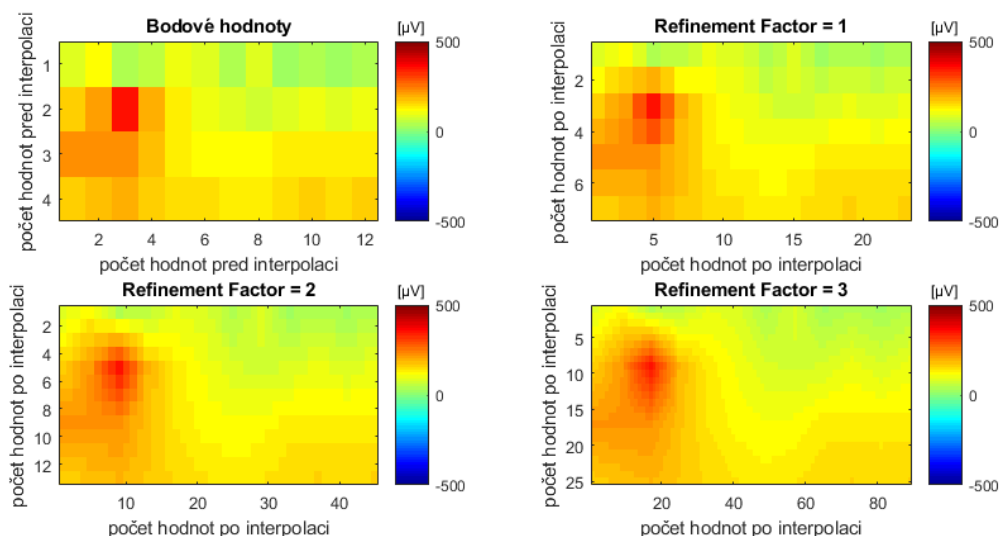
### 8.1.4 Faktor zjemnění

Funkce poskytuje možnost volby faktoru zjemnění (Refinement Factor). Faktor zjemnění je zadán jako reálný, nezáporný, celočíselný skalár. Jeho hodnota určuje počet iterací dělení intervalů mezi původními body v každé dimenzi. Výsledný počet interpolovaných hodnot tj, počet hodnot mezi původními je roven  $2^{k-1}$ , kde  $k$  odpovídá faktoru zjemnění. Ilustrativní znázornění interpolace druhého řádu maticových (pravidelně uspořádaných) dat je znázorněno na Obr. 61. Černé body reprezentují původní hodnoty, interpolované hodnoty znázorňují červené body, faktor zjemnění je roven dvěma.



Obr. 61 – Faktor zjemnění (řád interpolace)

Vhodná volba RF je dána několika kritérii. Prvním z nich je schopnost vyhodnocení potenciálové mapy. To můžou narušit ostré přechody hran rozdílných potenciálů způsobené nízkou hodnotou RF (podvzorkování). Druhým kritériem je výpočetní náročnost, kterou do značné míry ovlivní délka záznamu a požadovaná jemnost výsledné mapy. Výsledné mapy jsou s inkrementujícím RF znázorněny na Obr. 62.

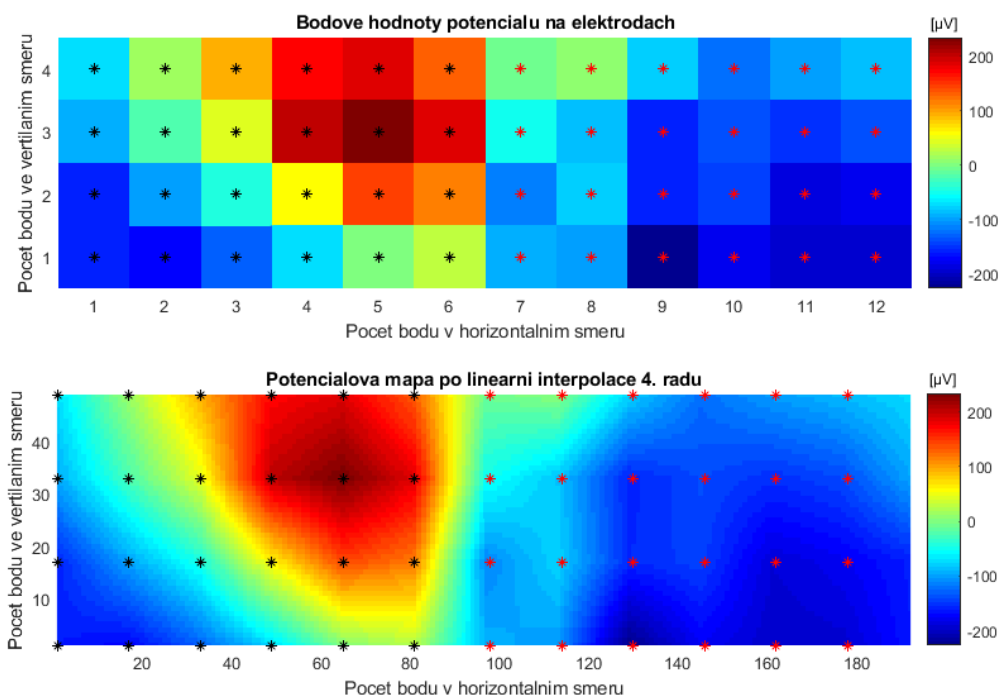


Obr. 62 – Vizualizace lineárně interpolovaných potenciálových map při změně faktoru zjemnění

### 8.1.5 Orientace v potenciálové mapě

Významným bodem při analýze potenciálových map je provázanost potenciálové mapy s přesnou pozicí na trupu. Důležité při vyhodnocování vykreslených potenciálů je možnost přesné lokalizace těchto míst na trupu vyšetřované osoby.

Pro snadnou orientaci v potenciálové mapy znázorňující napětí na elektrodách tzv. elektrodové potenciálové mapy před provedením interpolace, jsem do středu barevných bodů umístil symbol hvězdičky reprezentující pozici elektrod dle schématu znázorněném na Obr. 55. Černé hvězdy reprezentují osazení přední strany trupu, červené hvězdy odpovídají pozicím na straně zadní.



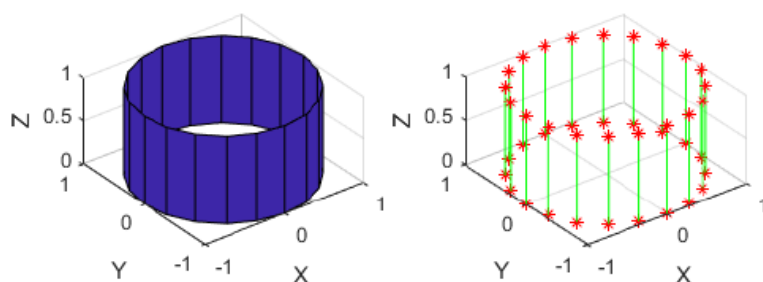
Obr. 63 – Elektrodová potenciálová mapa zobrazena nahoře. Potenciálová mapa po provedení lineární interpolace 4. řádu zobrazena dole (černé body přísluší pozicím elektrod na přední straně trupu, červené na zadní straně) dle schématu Obr. 55.

Pro umístění pozic elektrod na odpovídající místa interpolované mapy je třeba respektovat úroveň faktoru zjemnění, podle kterého dochází k bodovému rozšíření mapy při zachování původních poměrů stran. Barvy symbolů reprezentující pozice elektrod na interpolované mapě byly zachovány, tj. černé hvězdičky odpovídají elektrodám umístěných na přední straně trupu, červené odpovídají umístění elektrod na zadní straně trupu (Obr. 63).

## 8.2 3D model

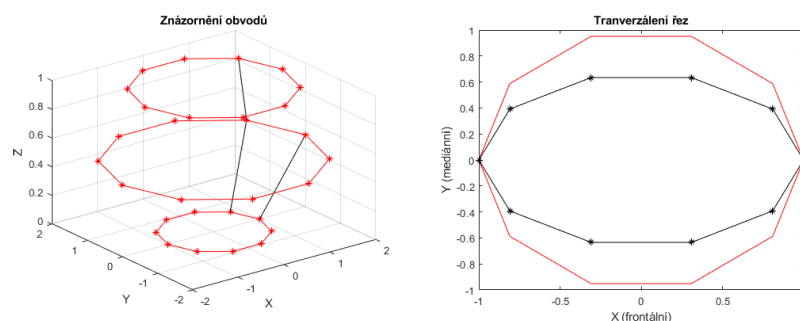
Vrcholem moderní technologie v rámci 3D rekonstrukce geometrie trupu, poziční lokalizace elektrod umístěných na jeho povrchu a modelování srdce je užití zobrazovacích metod CT, MRI a 3D fotografií. Žádnou z těchto technologií jsem při vytváření 3D modelu nepoužil.

Při vytváření modelu jsem na trup nahlížel jako na válec. Modelování válce lze provést několika způsoby. Pro model válce v MATLABu slouží funkce *cylinder*, která defaultně vrací koordinované souřadnice v osách (x, y, z) tzv. jednotkového (výška, poloměr = 1) dvacetihanného válce (Obr. 64).



Obr. 64 – Jednotkový dvacetihanný válec

Pro přenesení výšky pásu elektrod na válec byla stěžejní vzdálenost nejnižší a nejvyšší umístěné elektrody ve vertikálním směru. Pozice ostatních elektrod byly odvozeny z ekvidistantního rozložení elektrod na těle pro vertikální i horizontální směr (6.1). Přenesení obvodu trupu na model válce bylo uskutečněno změřením poloměrů od mediánní roviny laterálním směrem ve výšce každého pásu. Hodnoty mezi obvodovými pásy odpovídají proložením hodnot získaných lineární funkcí, znázorněné černými úsečkami (Obr. 65 vlevo).

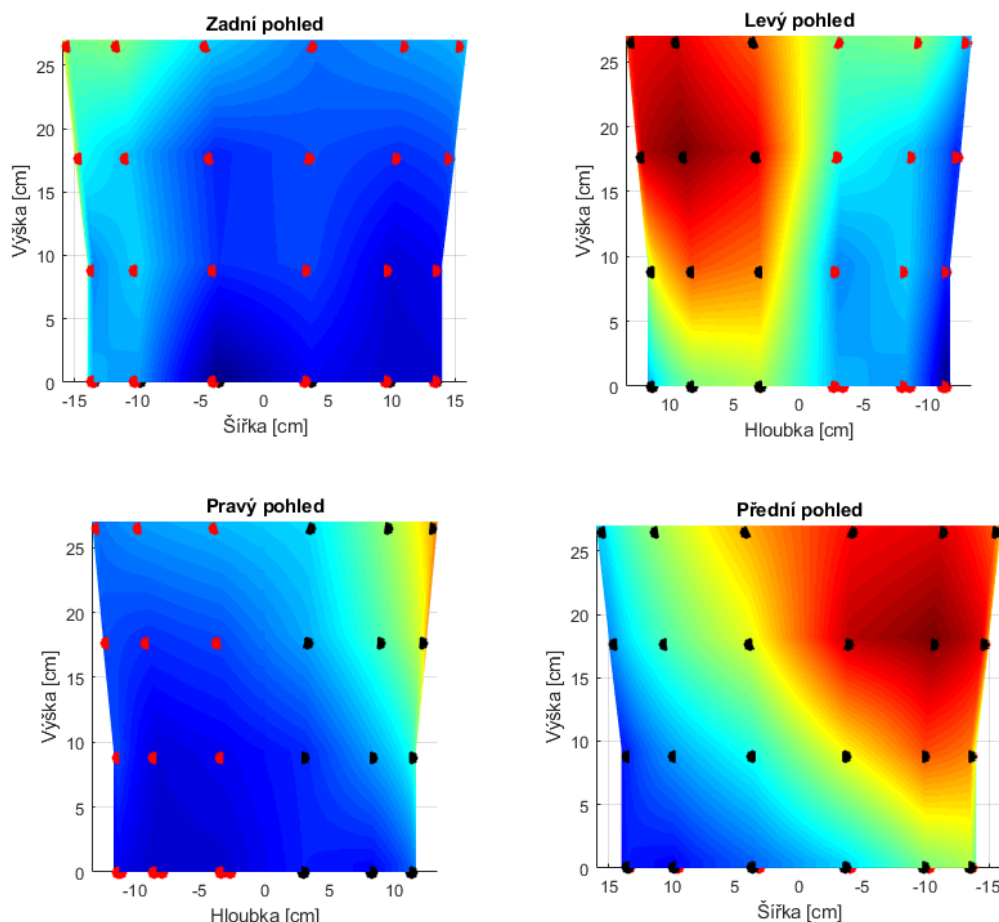


Obr. 65 – Znázornění změny obvodu válce

Poslední úpravou bylo vydělení souřadnic válce v ose y (Obr. 65) výsledným poměrem dvou obvodů. První vypočtený dle změřeného poloměru, druhý odpovídá skutečné obvodové hodnotě ve výšce elektrodového pásu. Tím došlo k zachování poloměru ve frontální rovině a zároveň zisku změřeného obvodu. Transverzální řez válcem tak nabývá elipsovitého tvaru a připomíná svou geometrií transverzální řez trupu (Obr. 66).

Výsledný model připomínající svou geometrií trup vyšetřované osoby musí bodově odpovídat interpolované mapě. V případě provedení interpolace 4. řádu (8.1.4) dochází k celkovému počtu  $49 \times 177$  hodnot z původního počtu  $4 \times 12$  elektrod. Při snaze uzavřít válec po obvodu je třeba provést interpolaci hodnot  $4 \times 13$ , kde 13. sloupec reprezentuje první vertikální elektrodový pás. Po provedení interpolace (RF = 4) dojde ke zisku  $49 \times 193$  hodnot, ale poslední sloupec je odečten, protože tvoří kopii sloupce prvního.

Orientace na 3D modelu trupu je umožněna dle červených a černých hvězdiček, reprezentující umístění elektrod okolo trupu. Černé reprezentují přední hrudník, červené reprezentují zadní hrudník. Pro odpovídající umístění je třeba brát v potaz počet interpolovaných hodnot mezi hodnotami potenciálů na elektrodách.



Obr. 66 – Potenciálová mapa na modelu trupu vyšetřované osoby

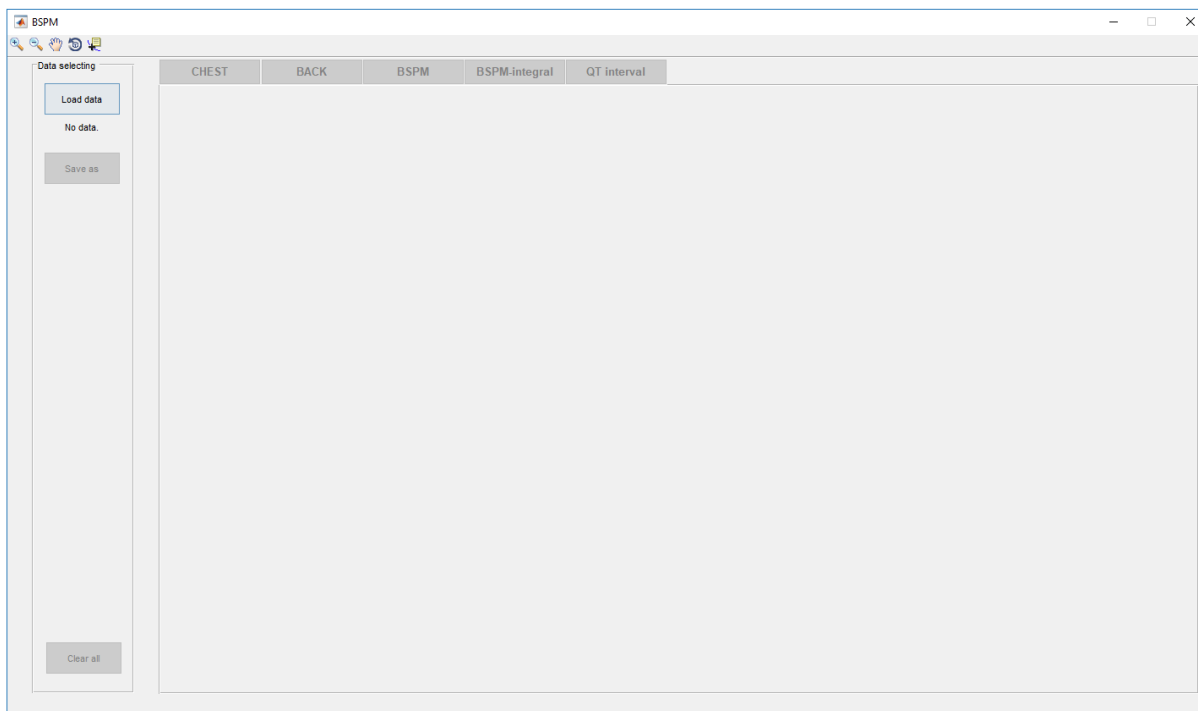
### 8.3 Grafické uživatelské rozhraní GUI

Grafické uživatelské rozhraní bylo navrženo v programu MATLAB 2017b společnosti MathWorks. Podstatou grafického uživatelského rozhraní je přehledné sjednocení výše popsaných grafických výstupů (EKG záznam jednotlivých svodů, bodová mapa, interpolovaná mapa, model trupu). S přehledným grafickým výstupem koresponduje „oživení“ potenciálových map, a tedy možnost prohlížení a analýzy signálu v čase.

Výchozí okno po spuštění grafického prostředí je zobrazeno na Obr. 67. Aplikace je v neaktivním režimu do doby, než uživatel nahraje vstupní data. Strukturálně je uspořádaná do pěti záložek pro prezentaci a analýzu vstupního signálu. Záložky CHEST a BACK slouží pro vizualizaci 2D signálu v čase z předního a zadního pohledu na pacienta. Následuje záložka pro analýzu okamžikových a integrálních potenciálových map. Poslední záložka slouží k vyhodnocení délky trvání akčního potenciálu, kterou může významně ovlivnit přítomná ischemie myokardu, což se projeví na délce QT intervalu či T vlně. Přítomné jsou ještě tlačítka pro uložení rozpracovaného záznamu či vyčištění grafického okna celé aplikace včetně smazání dostupných dat.

### 8.3.1 Orientace grafickém prostředí

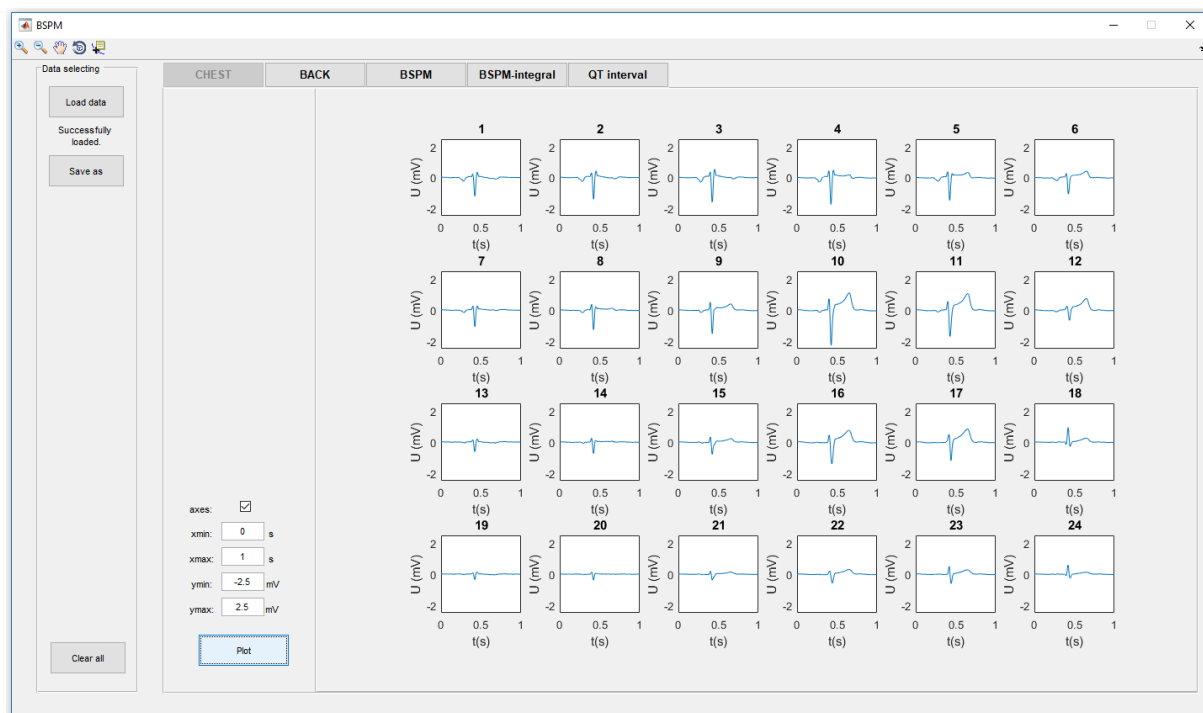
Prvním úkonem pro nahrání dat je stisk tlačítka „Load“. Uživateli se otevře dotazovací okno, které vyžaduje výběr datového souboru s příponou mat. Datový soubor obsahuje tři proměnné – matici všech svodů, kde číslo řádku odpovídá příslušnému číslu svodu dle Obr. 55. Dalším údajem je vzorkovací frekvence, ze které je vypočtena délka časové stopy signálu. Poslední proměnnou je matice použitá při vyhodnocování QT intervalů.



Obr. 67 – Výchozí stav grafického okna po zapnutí aplikace

Po vybraní vstupního souboru dojde k nahrání příslušných dat, následně jsou interpolována vstupní data do podoby multidimenzionální matice, což si při délce záznamu 10 vteřin při vzorkovací frekvenci 600 Hz a 4. řádu interpolace vyžádá cca 400 MB operační paměti, ale je zajištěna plynulejší vizualizace při kontinuálním mapování.

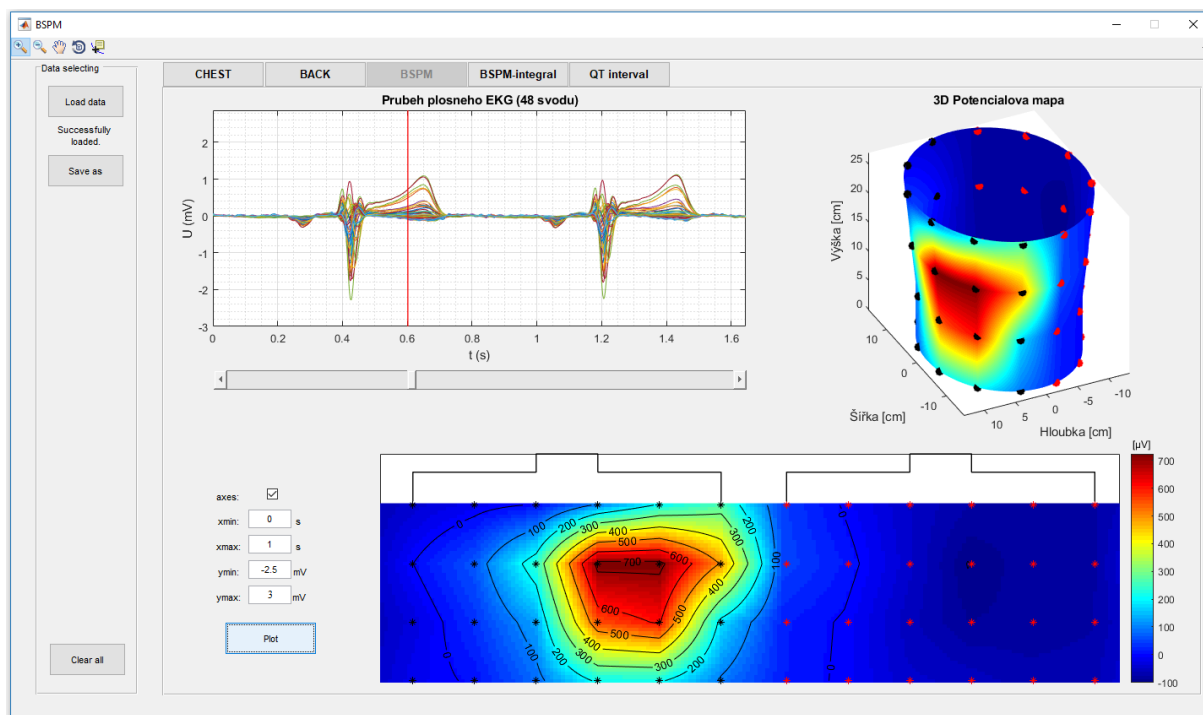
Při probíhajícímu zpracování jsou pod tlačítkem „Load data“ zobrazována procenta průběhu vstupních operací, které končí hláškou o úspěšném provedení operace „Successfully loaded“. Uživateli jsou zpřístupněny záložky pro jednotlivé druhy zpracování dat. Záložky CHEST a BACK slouží pro 2D vizualizaci signálu v daném časovém intervalu dle Obr. 55. Záznamy zobrazené pod záložkou CHEST korespondují s předním pohledem na trup pacienta, zatímco záznamy zobrazené v záložce BACK odpovídají zadnímu pohledu na pacienta. Každé grafické okno je opatřeno titulek s odpovídajícím číslem svodu. Po levé straně je možné měnit rozsahy os, jejichž změna se projeví po stisku tlačítka Plot dle Obr. 68. Záložky CHEST a BACK slouží primárně pro vizualizaci změny průběhu jednotlivých svodů v souvislosti se vzdáleností a umístěním elektrody od srdce.



Obr. 68 – Záložka CHEST pro vizualizaci 2D EKG svodů z předního trupu pacienta (analogie se záložkou BACK)

Záložka BSPM znázorněna na Obr. 69 slouží pro hodnocení a vizualizaci okamžikových potenciálových map. Obsahuje tři grafická okna pro vizualizaci průběhu všech svodů ve 2D rovině (vlevo nahoře), manifestaci šíření potenciálů na trupu pacienta v rámci 3D modelu (vpravo nahoře) a mapování průběhu potenciálů ve 2D mapě včetně vrstevnic, ohraničující přibližné hodnoty.

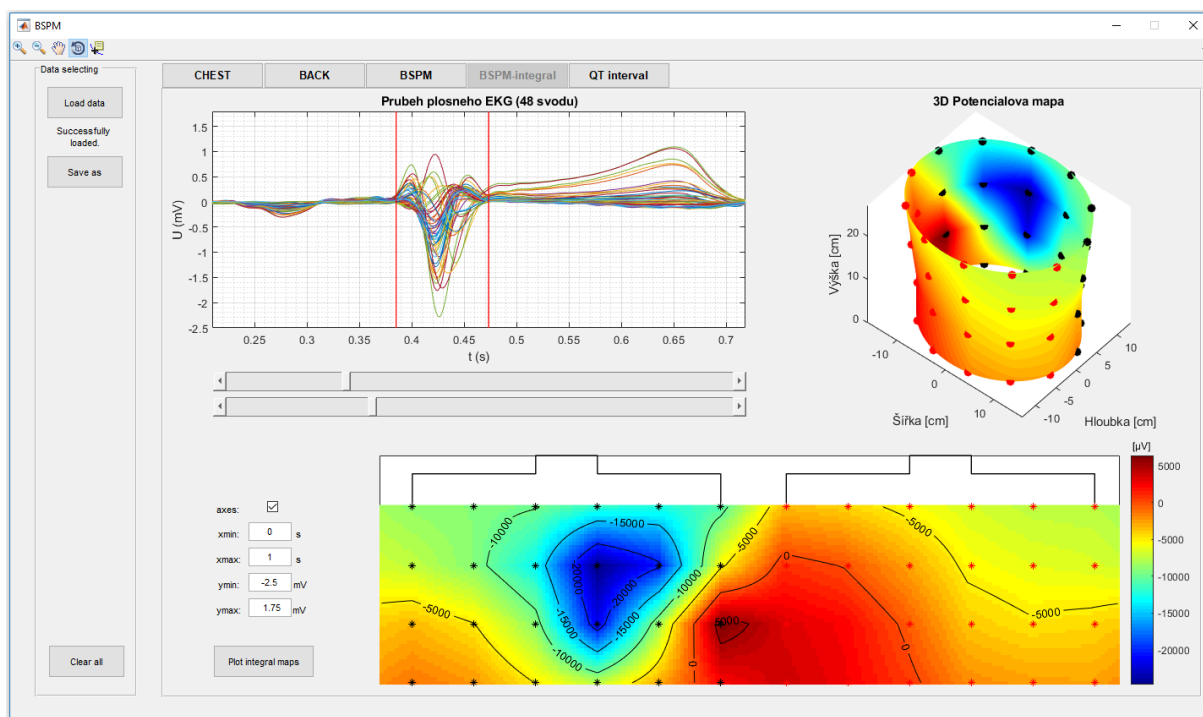
Po stisknutí záložky BSPM dojde k vykreslení celého záznamu vstupního signálu v čase (vlevo nahoře), uživatel si může upravit rozsahy os pomocí editovatelných boxů, jejichž rozsahy aplikuje stiskem tlačítka Plot.



Obr. 69 – Záložka BSPM pro mapování okamžikových potenciálových map (vstupní signál v čase, 2D a 3D mapa)



Pro oživení potenciálových map slouží posuvník umístěný pod grafickým oknem svodů v čase. Na jeho aktuální pozici jsou navázány aktualizace grafických oken 2D a 3D potenciálových map, jež se aktualizují se změnou aktuální hodnoty posuvníku. Rozsah posuvníku odpovídá celé délce vstupního signálu. K drobnému pohybu slouží krajní šipky, které zajistí pohyb o 1 vzorek či prostor mezi posuvníkem a šipkou, který po stisku vyvolá posun o 20 vzorků v daném směru. Aktuální pozici posuvníku odpovídá červená svislá čára protínající průběh signálu v čase (Obr. 69 vlevo nahoře) reprezentující aktuální pozici příslušného vzorku.



Obr. 70 – Záložka BSPM-integral pro hodnocení potenciálových integrálních map (vstupní signál v čase, 2D a 3D mapa)

Následuje graficky i principiálně velmi podobně zpracována záložka BSPM-integral, sloužící pro výstup integrálních map. Opět jsou zde přítomny tři grafická okna pro vykreslení průběhu všech svodů v čase a okna pro vykreslení integrálních map 2D a 3D modelu.

Uživatel nyní pro výběr daného úseku (QRS, STT, QT...) manipuluje se dvěma posuvníky umístěné pod grafickým vstupního EKG signálu v čase. S aktuální pozicí posuvníků jsou provázány červené vertikální čáry, které odpovídají počátku a konci požadovaného úseku. Poté stiskem tlačítka „Plot integral maps“ dojde k sumaci a následnému vykreslení 2D a 3D modelu. 2D mapa je opět provázána s konturami odpovídajících potenciálů, po pravé straně dochází k aktualizaci rozsahu hodnot barevné palety pro přiřazení barvy dle hodnoty potenciálů.

Poslední záložka (Obr. 71) s názvem „QT interval“ slouží k vyhodnocení parametrů související s repolarizací srdeční svaloviny, konkrétně QT intervalu včetně korigovaného QT intervalu dle Bazzetova vzorce.

Pro výběr a vykreslení jednotlivého svodu slouží tzv. listbox, ve kterém uživatel vybere požadované číslo svodu. Změnou vybrané položky v listboxu dojde k aktualizaci grafického okna, do kterého je vykreslen příslušný svod. Oba posuvníky jsou ve výchozím režimu nastaveny na první vzorek signálu. Poté uživatel pomocí posuvníku manuálně detekuje QT interval a stiskem tlačítka „Add time interval“ dochází k zápisu příslušných hodnot do tabulky obdobně jako reprezentuje Obr. 71.



Do tabulky jsou zapsány hodnoty počátku a konce QT intervalu příslušného svodu, včetně intervalu daného jejich rozdílem. Poslední hodnotou je korigovaný QTc interval, který je vypočítán dle Bazzetova vzorce, a koriguje vliv tepové frekvence na délku QT intervalu.



Obr. 71 – Záložka QT interval pro vyhodnocení QT intervalu jednotlivých svodů.

Pozice posuvníku jsou navázány na časové okamžiky příslušného svodu z tabulky, pouze v případě hodnot NaN (ještě nedetekovaných QT intervalů) dochází k jejich vykreslení na prvním vzorku.

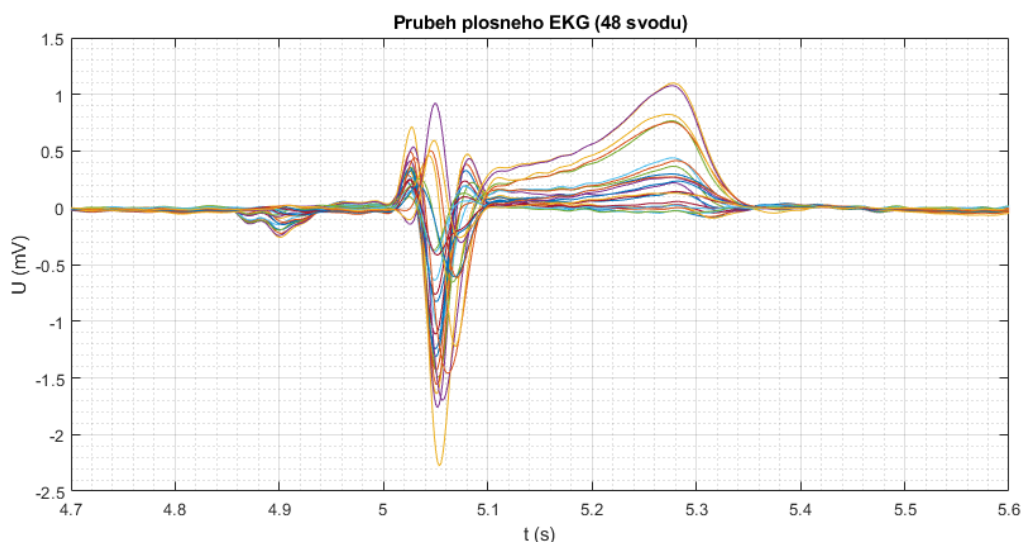
Uživatel má možnost pomocí tlačítka „Save as“ uložit vstupní hodnoty pro vykreslení potenciálových map včetně aktualizované tabulky s detekovanými QT intervaly. Výsledné hodnoty je možné uložit formou souboru s příponou .mat a uchovat tak detekované intervaly.

## 9. Výsledný záznam potenciálových map

### 9.1 Znázornění významných srdečních událostí

V rámci modelování plošné elektrické aktivity srdce s ohledem na výskyt významných událostí jsem k vykreslení průběhu použil signál všech svodů plošného snímání (48 svodů). K vyhodnocení jsem použil již předupravený 10 vteřinový záznam, ze kterého jsem vybral jednu srdeční periodu. Průběhy plošné elektrické aktivity srdce byly hodnoceny pro tři dobrovolníky, kteří podstoupili měření. Ve všech případech se jednalo o muže bez diagnostikované srdeční poruchy ve věku 25-27 let.

Postupné šíření elektrické aktivity srdce je prezentováno okamžikovými potenciálovými mapami. Součástí potenciálových map jsou kontury ohraničující oblasti s přibližnou potenciálovou hodnotou. Po pravé straně potenciálových map jsou přidány barevné sloupce (colorbary) v rozsahu aktuálních extrémů (dynamická škála).

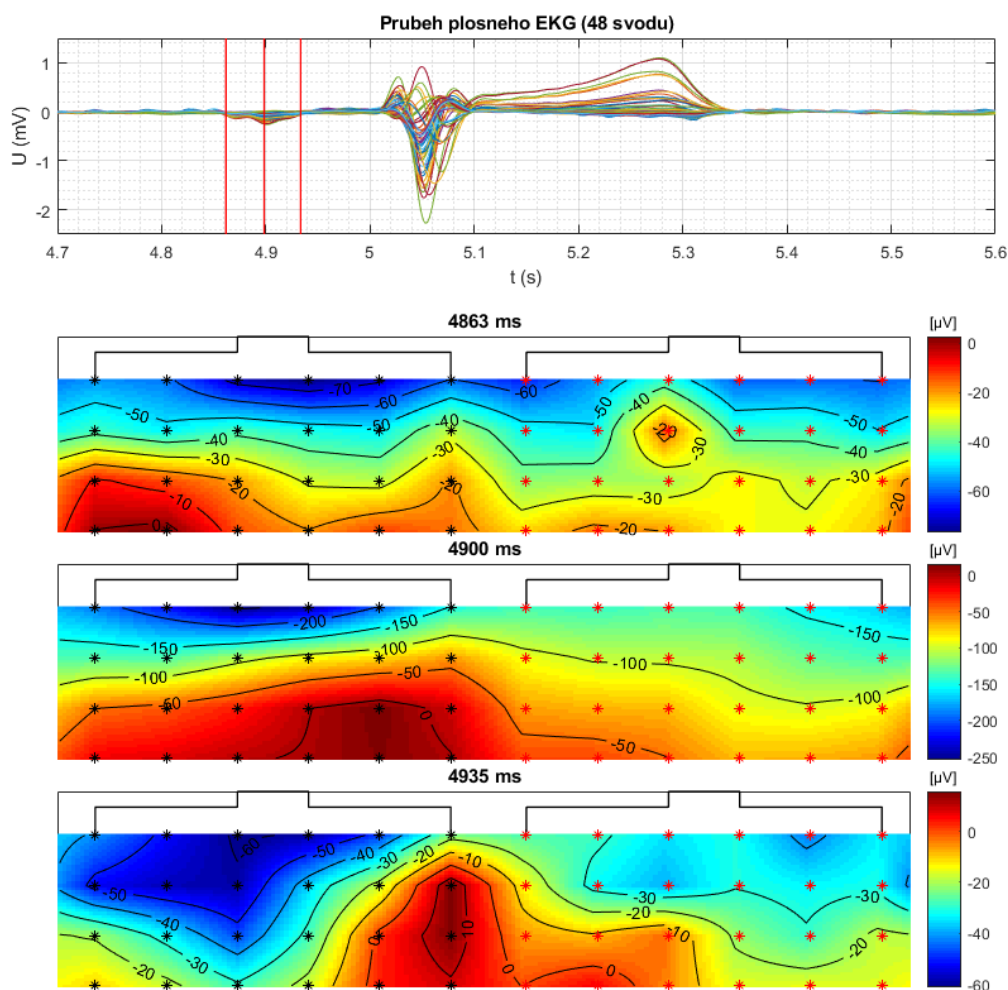


Obr. 72 – Průběh EKG signálu všech 48 svodů v čase (jedna perioda, dobrovolník č.2)

#### 9.1.1 Depolarizace síní

První výchylkou elektrokardiogramu je vlna P odpovídající depolarizaci síní. Běžně první část vlny P odpovídá aktivaci pravé síně s postupným šířením do síně levé. U dobrovolníka2 a dobrovolníka3 je pozorovatelný počátek depolarizace síní v oblasti mečovitého výběžku sterna reprezentující minimálními potenciály okolo hodnoty  $-80 \mu\text{V}$ . Souběžně je přítomné druhé minimum o amplitudě poloviny předního minima v horní oblasti zad. U dobrovolníka1 se projevila počáteční fáze depolarizace síní pouze ve sternální oblasti mečovitého výběžku o hodnotě přibližně  $-40 \mu\text{V}$ . Globální maximum o amplitudě okolo nulových hodnot bylo u všech dobrovolníků detekováno v oblasti pravé medioklavikulární čáry ve výši 5. až 6. mezižebří (pravá podprsň oblast).

V následující fázi se vlna depolarizace šíří níže do dolní hrudní oblasti (Obr. 73 v čase 4935 ms). Během toho globální maximum migruje do oblasti levého podprsňho regionu, a posléze levé boční stěny hrudníku.

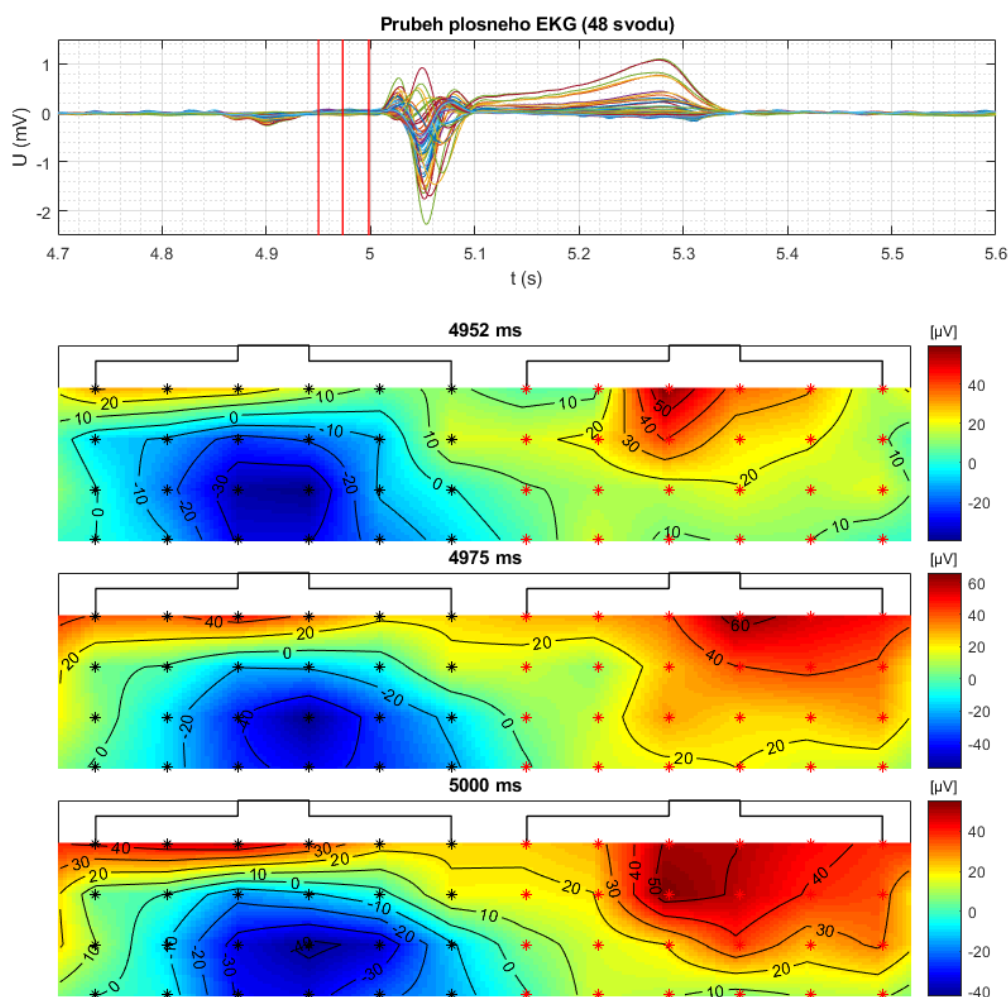


Obr. 73 – Depolarizace síní. Svislé červené čáry v EKG záznamu odpovídají časovým okamžikům vykreslených map (dobrovolník2).

### 9.1.2 PQ segment

Za P vlnou následuje izoelektrická linie (PQ segment) odpovídající době trvání převodu elektrických potenciálů přes AV uzel až k Purkyňovým vláknům. Potenciálová mapa odpovídající izoelektrické linii mezi depolarizací síní a depolarizací komor je znázorněna na Obr. 74 a připomíná mapu v rané fázi vlny P, ale s obrácenou polaritou.

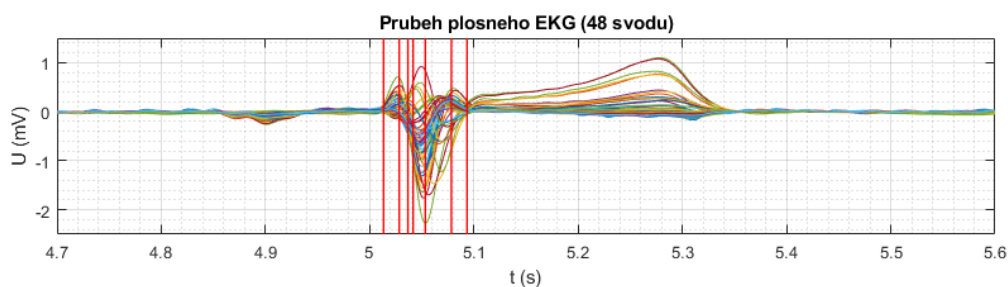
Potenciálové minimum se nachází ve sternální oblasti ve výšce 4. mezižebří mírně levostranně, bez výrazné prostorové migrace. Potenciálové maximum je přítomné v oblasti zadní střední čáry až pravé lopatky ve výši prvních hrudních obratlů, respektive míst, které v první fázi vlny P nabývaly pozitivitu. Toto zjištění pravděpodobně koresponduje s prvotní repolarizací míst, které jsou depolarizovány jako první.



Obr. 74 – PQ segment (dobrovolník2)

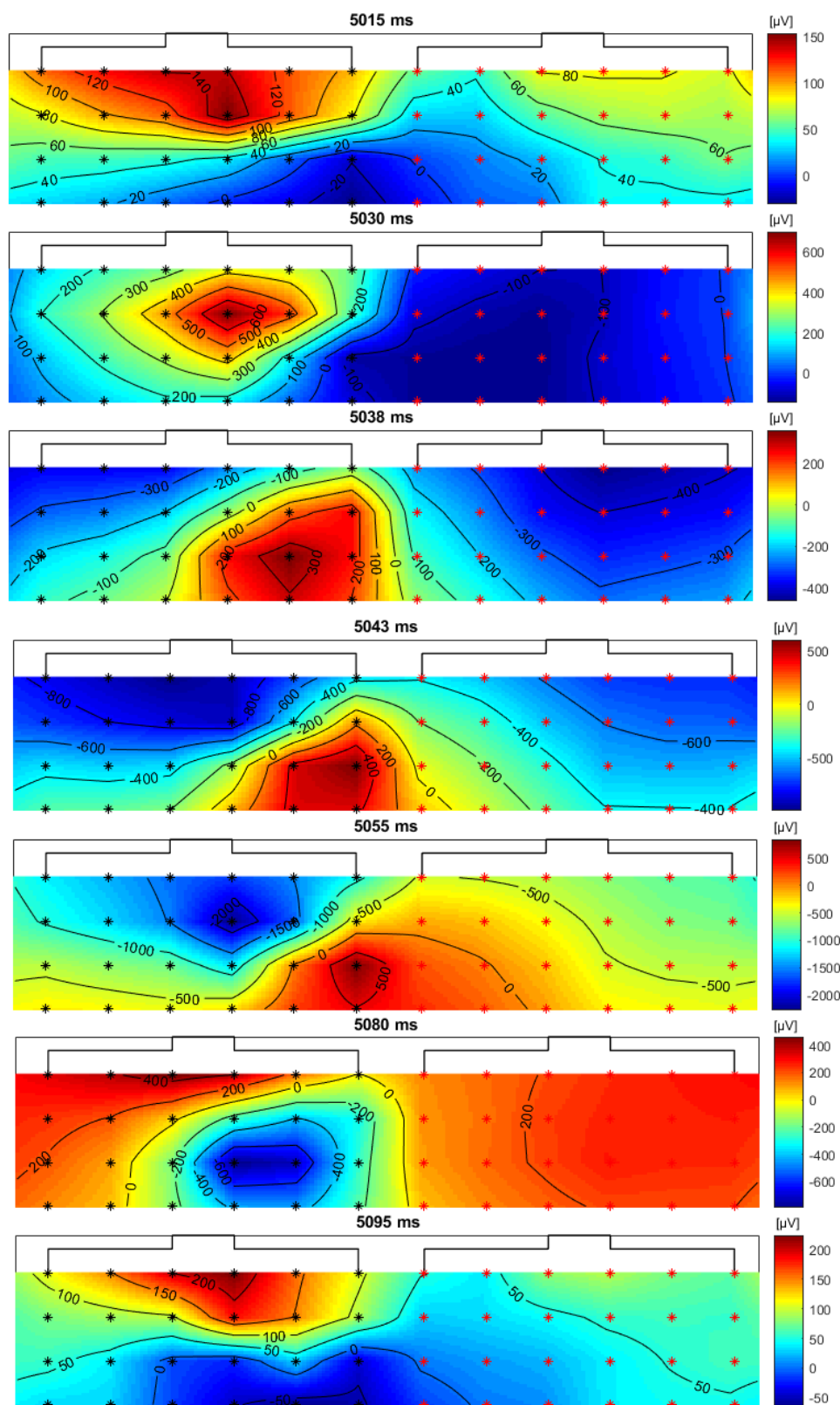
### 9.1.3 Depolarizace komor

Obrazem depolarizace komor je QRS komplex neboli aktivace komorového myokardu, jehož součástí je repolarizace síní. Na Obr. 75 jsou znázorněny časové okamžiky pro které došlo k vykreslení potenciálových map. Hlavním zaznamenaným rysem QRS komplexu dle výsledných potenciálových map je projev nízké hodnoty potenciálového maxima (přibližně  $120 \mu\text{V}$ ) ve střední části sternální oblasti. To pravděpodobně souvisí s depolarizací septa projevující se převážně ve směru zleva doprava a šířící se prekordiální oblasti. Globální minimum bylo zaznamenáno v oblasti levé hrudní stěny postupně migrující dorzálně (v prvních 15-20 ms od začátku QRS komplexu) viz Obr. 76 (1-3 box shora).



Obr. 75 – Průběh plošného EKG v čase a časové okamžiky pro vykreslení potenciálových map reprezentující QRS komplex

Současně se začátkem QRS komplexu následuje strmý potenciálový růst ve sternální oblasti, který se šíří směrem podél levé hrudní stěny a poté dorzálně. To bylo pozorováno u všech dobrovolníků a je vyobrazeno na Obr. 75 Obr. 76 (1-3 box shora).

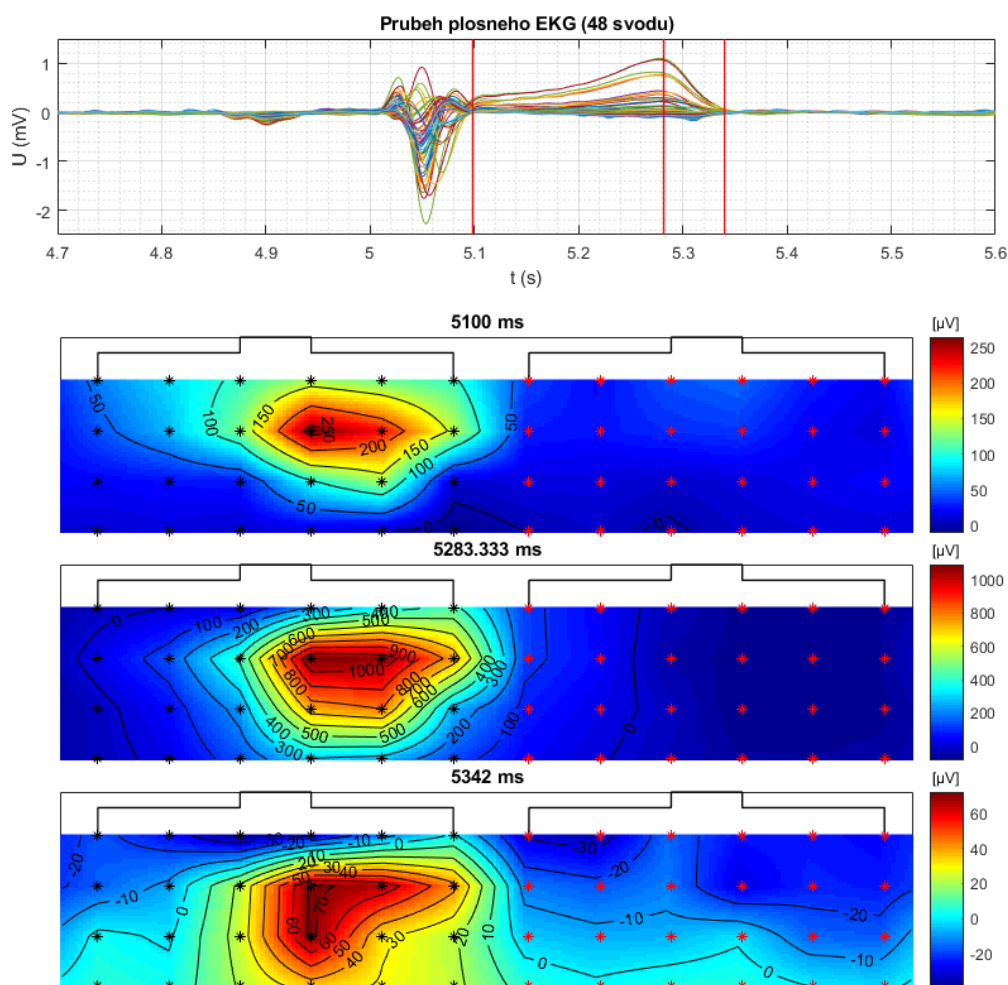


Obr. 76 – Vývoj potenciálové mapy QRS komplexu dle časových okamžiků z Obr. 75 (dobrovolník2)

Následně se ve sternální oblasti u všech dobrovolníků v čase 20-30 ms od začátku QRS komplexu objevilo nové globální minimum znázorněno na Obr. 76 box 4. Mezitím globální maximum migruje ze sternální oblasti podél levé hrudní stěny a poté dorzálně (Obr. 76 box 4-6).

#### 9.1.4 Repolarizace komor

Po kompletní depolarizaci komorového myokardu následuje úsek ST. Dochází k vyrovnávání potenciálů mezi vlivem konce depolarizace a počátkem repolarizace. První známkou repolarizace komor vyplývá z potenciálového maxima vyskytujícího se ve sternální oblasti, přibližně v místech, kde započala depolarizace komor (Obr. 77 box 1). Vzniklé maximum zvyšuje svůj potenciál a šíří se k centrální oblasti hrudníku. Během ranné i pozdější fáze repolarizace komor je v případě dobrovolníka2 registrována vyšší hodnota maximálního potenciálu oproti dobrovolníkům 1 a 3, u kterých však byly registrovány i nižší hodnoty negativních potenciálů v rámci depolarizace komor. Po uplynutí přibližně 0,1-0,2 vteřiny od nástupu ST segmentu (bod junkce) jsou v průběhu repolarizace komor přítomny negativní potenciály v oblasti pravé lopatky a pravé strany zadního trupu (dobrovolník2 pouze hodnoty odpovídající nulové hladině). Nicméně v rámci pozitivních a negativních extrémů byl projev repolarizace komor u všech dobrovolníků podobný projevem maximálních potenciálů ve sternální oblasti a minimálních v oblasti pravé skapulární čáry a pravé části zadního trupu (Obr. 77 box 2).



Obr. 77 – Repolarizace komor (dobrovolník2)

## 9.2 Zhodnocení

V rámci experimentální měření došlo k návrhu systému rozmístění elektrod pro plošné snímání elektrické aktivity srdce popsaného v kapitole 6.1. Navržený systém obsahuje 48 aktivních svodů. Měření podstoupili tři dobrovolníci, muži bez diagnostikované srdeční choroby ve věku 25 až 27 let.

Proběhly celkem tři měření, naměřená data byla zpracována. Součástí bylo vhodné nastavení digitální filtrace biozesilovače a následné zpracování nasnímaného signálu popsané v kapitole 7.1. Výstupem sedmé kapitoly je validní signál vhodný pro prezentaci výstupu formou potenciálových map.

Následně byla zpracována grafická aplikace pro hodnocení potenciálových map doplněná o možnost detekovat QT intervaly jednotlivých svodů, jakožto ukazatel doby trvání akčního potenciálu.

V aplikaci má uživatel možnost diagnostikovat okamžikové potenciálové mapy, respektive sledovat trajektorii potenciálů, extrémů včetně kontur v průběhu srdeční revoluce. Alternativní vyhodnocení potenciálových map poskytuje možnost analyzovat integrální mapy v libovolném časovém úseku, typicky však bývají analyzovány integrální mapy QRS, STT, QRST, případně pak prvních 30 ms či posledních 80 ms QRS komplexu. Integrální mapy pak poskytují důležité informace týkající se základních elektrofyziologických procesů na srci. Poslední možnost pro stanovení diagnózy pacienta v rámci aplikace je manuální detekce QT intervalů jednotlivých svodů. K manuální detekci bylo přistoupeno ze dvou důvodů. Prvním je, že signál snímáný elektrodami dále od srdce, primárně pak v pravé polovině vykazuje nižší amplitudy přechodů významných událostí, a ztěžuje tak možnost provést detekci algoritmicky. Druhým důvodem je samotná obtížnost správného určení délky trvání QT intervalu, jak bylo poukázáno ve studii [31], kde 40 % internistů a 70 % kardiologů bylo schopno správně určit jeho délku. Výstupem je pak tabulka zahrnující informace o trvání QT intervalu v rámci svodu, a jeho přepočítání na korigovaný interval pomocí Bazzetova vzorce. Z dostupných údajů lze pak snadno určit disperzi QT intervalu, což je rozdíl mezi prvním a posledním detekovaným bodem s ohledem na použitý elektrodový systém.

Modelování plošné elektrické aktivity a zvýraznění významných srdečních událostí bylo provedeno v kapitole 9.1 formou okamžikových potenciálových map. Byly prezentovány a popsány potenciálové mapy včetně kontur a extrému v čase pro celý průběh jedné srdeční revoluce včetně PQ segmentu.

Výstupem práce tak je diagnostický nástroj dle teoretických poznatků o elektrokardiografii a jejím plošném využití, který může být využit k diagnostice a analýze pacientů.

## **Závěr**

Úvod práce jsem věnoval studii elektrokardiografie, jakožto významné diagnostické metodě v kardiologii. Zásadním rozdílem mezi 12 svodovým EKG a BSPM je několikanásobně vyšší množství použitých elektrod, které poskytuje vyšší diagnostickou informaci možným vzhledem do průběhu každého svodu jakožto křivky v čase, ale také interpretací plošnou formou potenciálových map.

Součástí diplomové práce je návrh multikanálového systému elektrod pro podrobné zmapování šíření elektrických potenciálů srdce po obvodu povrchu trupu. Ve vývojovém prostředí MATLAB byla navržena grafická aplikace manifestující průběhy EKG signálu v čase dle umístění a vzdálenosti svodu od srdce. V rámci aplikace došlo k modelování okamžikových a integrálních potenciálových map, které jsou prezentovány formou 2D a 3D modelu. Uživatel taktéž může hodnotit dobu trvání QT intervalů jednotlivých svodů, jejíž výsledky mohou poukazovat na patologické změny myokardu.

Do budoucna v rámci vylepšení by bylo možné zakomponovat spolehlivý automatický detektor QT intervalů, jehož výstupem by mohl být například 2D nebo 3D model trupu pro přehlednější lokalizaci patologických QT intervalů.



## Použitá literatura

- [1] PENHAKER, Marek. Lékařské diagnostické přístroje: učební texty. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [2] *Elektrokardiografie* [online]. [cit. 2018-11-10]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Elektrokardiografie>
- [3] *EKG & Arytmológia* [online]. [cit. 2018-11-14]. Dostupné z: <https://www.techmed.sk/ekg-a-arytmologia-kniha>
- [4] MERKUNOVÁ, Alena a Miroslav OREL. *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory*. Praha: Grada, 2008. Psyché (Grada). ISBN 978-80-247-1521-6.
- [5] <http://fblt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/1-srdce/> [online]. [cit. 2018-11-11]. Dostupné z: <http://fblt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/1-srdce>
- [6] *EKG vyšetření* [online]. [cit. 2018-11-14]. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/EKG\\_vy%C5%A1et%C5%99en%C3%AD](https://www.wikiskripta.eu/w/EKG_vy%C5%A1et%C5%99en%C3%AD)
- [7] HAMAN, Petr. *ZÁKLADY EKG* [online]. [cit. 2018-11-14]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz>
- [8] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 8020013083.
- [9] STEMI zadní stěny. *Kardioblog* [online]. [cit. 2019-02-04]. Dostupné z: <https://kardioblog.cz/pokrocili-stemi-zadni-steny>
- [10] ISSA, Ziad F. a John M. MILLER. *Clinical arrhythmology and electrophysiology: a companion to Braunwald's heart disease*. 3rd edition. Philadelphia, MO: Elsevier, 2018. ISBN 978-032-3523-561.
- [11] MACFARLANE, Peter W. *Comprehensive electrocardiology* [online]. 2nd ed. London: Springer, c2011 [cit. 2019-02-10]. ISBN 978-1848820456.
- [12] GACEK, Adam C. a Witold PEDRYCZ. *ECG signal processing, classification, and interpretation: a comprehensive framework of computational intelligence*. London: Springer, c2012. ISBN 978-0-85729-867-6.
- [13] ACHARYA U, Rajendra. *Advances in cardiac signal processing*. New York: Springer, c2007. ISBN 3540366741.
- [14] *G.tec Research Product Catalog 2016* [online]. Austria, 2016 [cit. 2019-03-09]. Dostupné z: <http://www.gtec.at/Download>
- [15] STROOBANDT, R., S. Serge BAROLD a Alfons F. SINNAEVE. *ECG from basics to essentials: step by step*. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2015. ISBN 9781119066415.
- [16] HAVLÍKOVÁ, Eva. *ÚVOD DO ELEKTROKARDIOGRAFIE, EKG PRI AKÚTNOM KORONÁRNOM SYNDRÓME*. ETC Falck Záchraná, 2011 [cit. 2019-06-06].

- [17] Unbuffer. *MathWorks* [online]. [cit. 2019-03-08]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/dsp/ref/unbuffer.html>
- [18] VEJRAŽKA, František. *Signály a soustavy*. Vyd. 4. Praha: České vysoké učení technické, 1996. ISBN 80-01-00450-3.
- [19] KUBÍČEK, Jan. *Analýza signálů ve frekvenční oblasti* [přednáška]. Ostrava: Fakulta elektrotechniky a informatiky VŠB-TU, 2018.
- [20] NEJEDLÝ, L. Automatická detekce infarktu myokardu v signálu EKG. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2018. 83 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Radovan Smíšek.
- [21] MĚSÍČKOVÁ, K. Analýza vlastností komplexu QRS v normálním a vysokofrekvenčním elektrokardiogramu. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 40 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [22] KUBÍČEK, Jan. *Analýza časových řad a filtrace signálů* [přednáška]. Ostrava: Fakulta elektrotechniky a informatiky VŠB-TU, 2018.
- [23] *Hamming* [online]. [cit. 2019-03-20]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/hamming.html>
- [24] COHEN, Mike X. *MATLAB for brain and cognitive scientists*. Cambridge, Massachusetts: The MIT Press, 2017. ISBN 9780262035828.
- [25] V. S. Chouhan and S. S. Mehta, "Total Removal of Baseline Drift from ECG Signal," 2007 International Conference on Computing: Theory and Applications (ICCTA'07), Kolkata, 2007, pp. 512-515.
- [26] *Second-order IIR notch filter* [online]. [cit. 2019-07-03]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/dsp/ref/iirnotch.html>
- [27] *Interp2*. *MathWorks* [online]. [cit. 2019-07-03]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/interp2.html>
- [28] NEVŘIVA, Pavel. Úvod do analýzy signálů a soustav pro integrovanou výuku VUT a VŠB-TU. Ostrava: VŠB-Technická univerzita Ostrava, 2014. ISBN 9788024835600.
- [29] Základní metody číslicového zpracování signálů pro integrovanou výuku VUT a VŠB-TUO [online]. VUT Brno FEKT, 2014 [cit. 2019-07-10]. ISBN 978-80-214-5118-6.
- [30] User Reference:gUSBampADC. *Bci2000.org* [online]. [cit. 2020-01-13]. Dostupné z: [https://www.bci2000.org/mediawiki/index.php/User\\_Reference:gUSBampADC](https://www.bci2000.org/mediawiki/index.php/User_Reference:gUSBampADC)
- [31] Viskin, S., U. Rosovski, A.J. Sands, et al., Inaccurate electrocardiographic interpretation of long QT: the majority of physicians cannot recognize a long QT when they see one. *Heart Rhythm*, 2005;2: 569–574.

## Přílohy

ZAV0074.pdf	- text diplomové práce
GUI	- složka obsahující grafické prostředí včetně dat
BSPM.m	- grafické uživatelské prostředí
BSPM_dob1f.mat	- filtrovaná data dobrovolník1
BSPM_dob2f.mat	- filtrovaná data dobrovolník2
BSPM_dob3f.mat	- filtrovaná data dobrovolník3
Vysledky	- složka obsahující vyhodnocení dobrovolníků
Vysledky_dob1f.m	- výsledky dobrovolník1
Vysledky_dob2f.m	- výsledky dobrovolník2
Vysledky_dob3f.m	- výsledky dobrovolník3
Zpracovani	- složka obsahující algoritmy zpracování signálu
Zpracovani.m	- algoritmus pro zpracování signálu
dob1_01_45Hz_10s.mat	- nefiltrovaná data dobrovolník1 (10 vteřin)
dob1_02_45Hz_10s.mat	- nefiltrovaná data dobrovolník2 (10 vteřin)
dob1_03_45Hz_10s.mat	- nefiltrovaná data dobrovolník3 (10 vteřin)